

Pferdeklinik der Vetsuisse-Fakultät Universität Zürich
Direktor: Prof. Dr. med. vet. Jörg A. Auer

Arbeit unter der Leitung von Dr. med. vet. Anton Fürst

**Experimentelle Studie über das Bruchverhalten von langen Röhrenknochen
unter dynamischer Belastung beim Pferd**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der
Vetsuisse-Fakultät Universität Zürich

vorgelegt von

Sabina Valérie Jäggin

Tierärztin
von Hölstein (BL)

genehmigt auf Antrag von

Prof. Dr. Jörg A. Auer, Referent

Prof. Dr. Hans Geyer, Korreferent

Zürich 2007

Inhaltsverzeichnis

I. Experimentelle Studie über das Bruchverhalten der langen Röhrenknochen unter dynamischer Belastung beim Pferd	
1. Zusammenfassung	5
2. Summary	6
3. Einleitung	
3.1. Allgemeine Problematik	7
3.2. Literatur	8
3.3. Ziel der Arbeit	9
4. Material und Methode	
4.1. Auswahl und Präparation der Knochen	10
4.2. Prüfeinrichtung	
4.2.1. Impactor	11
4.2.2. Beschleunigung des Impactors	12
4.2.3. Befestigung der Pferdeknochen in der Prüfeinrichtung	13
4.2.4. Messtechnische Instrumentierung	13
4.2.5. Bestimmung der Zeit-Weg Funktion	14
4.2.6. Berechnung der Geschwindigkeit und Kraft	15
4.3. Versuchsablauf	16
4.4. Auswertung der Tracking Diagramme	
4.4.1. Bestimmung der Kraftmaxima	19
4.4.2. Bestimmung der Verzögerung	20
4.4.3. Bestimmung der Abprall- und Aufprallgeschwindigkeit	21
4.5. Statistische Auswertung	23
5. Resultate	
5.1. Knochenschaden	24
5.2. Zeitpunkt der Entstehung des ersten Kraftmaximums bei Frakturen	24
5.3. Zeitpunkt der Frakturentstehung	25
5.3.1. Einfache Frakturen	26
5.3.2. Keilfrakturen	27
5.4. Kraft zum Zeitpunkt der Frakturentstehung	28
5.4.1. Einfache Frakturen	29
5.4.2. Keilfrakturen	30

5.5.	Analyse des Frakturvorganges	31
5.6.	Energieverteilung	33
5.7.	Kraft und kinetische Energie zum Zeitpunkt des Kraftmaximums	34
5.7.1.	Knochen ohne Schaden	35
5.7.2.	Fissuren	37
5.7.3.	Einfache Frakturen	38
5.7.4.	Keilfrakturen	40
5.8.	Aufprallgeschwindigkeit, Impuls und kinetische Energie des Fall- Körpers beim Aufprall	42
5.8.1.	Knochen ohne Schaden	42
5.8.2.	Fissuren	43
5.8.3.	Frakturen	43
5.8.4.	Einfache Frakturen	43
5.8.5.	Keilfrakturen	44
5.9.	Zusammenhänge der Kräfte und der Energien	45
5.10.	Korrelationen mit der Beschädigung des Knochens	47
5.10.1.	Zusammenhang zwischen Beschädigung und Knochen	47
5.10.2.	Zusammenhang zwischen Beschädigung und Gliedmassen	48
5.10.3.	Zusammenhang zwischen Beschädigung und Alter	48
5.10.4.	Zusammenhang zwischen Beschädigung und Geschlecht	49
5.11.	Korrelation mit dem Kraftmaximum	
5.11.1.	Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt des Kraftmaximums und dem Zeitpunkt der Frakturentstehung	50
5.11.2.	Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Knochen	51
5.11.3.	Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Gliedmasse	51
5.11.4.	Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Geschlecht	52
5.11.5.	Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Alter	52
5.12.	Korrelationen mit dem Zeitpunkt der Frakturentstehung	
5.12.1.	Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt der Frakturent- stehung und dem Knochen	53
5.12.2.	Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt der Frakturent- stehung und den Gliedmassen	53
5.12.3.	Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt des Knicks und dem Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums	54
5.13.	Beschreibende Beurteilung der Resultate der Tracking Diagramme	
5.13.1.	Resultate von Knochen ohne Schaden	55
5.13.2.	Resultate von Knochen mit Fissuren	59
5.13.3.	Resultate von Knochen mit einer Fraktur	63

6. Diskussion	
6.1. Einleitung	67
6.2. Material und Methode	
6.2.1. Material	67
6.2.2. Impactor	68
6.2.3. Beschleunigung des Impactors	68
6.2.4. Messtechnische Instrumentierung	69
6.2.5. Bestimmung der Beschleunigung und Kraft	69
6.2.6. Befestigung der Pferdeknochen in der Prüfeinrichtung	70
6.3. Resultate	
6.3.1. Knochenschaden	70
6.3.2. Frakturentstehung	70
6.3.3. Der Einfluss der Kraft beim Frakturvorgang	72
6.3.4. Konstanz in der Frakturkonfiguration	72
6.3.5. Der Einfluss der Kraft und der kinetischen Energie zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums	74
6.3.6. Abweichungen von Knochen mit Fissuren	75
6.3.7. Abweichungen von Knochen mit Frakturen	76
7. Literaturverzeichnis	77-79
8. Lebenslauf	80/81
9. Danksagung	81

Experimentelle Studie über das Bruchverhalten von langen Röhrenknochen beim Pferd unter dynamischer Belastung

1. Zusammenfassung

Aus ethologischen Überlegungen haben sich in den letzten Jahren viele Pferdebesitzer zunehmend für die Haltung ihrer Pferde in Gruppen entschieden. Das Risiko von Schlagverletzungen und damit auch von Frakturen ist dadurch gestiegen. In der Pferdechirurgie ist die Osteosynthese von Radius- und Tibiafrakturen nach wie vor eine grosse Herausforderung. Dies veranlasst, den Ablauf solcher Knochenverletzungen in einer experimentellen Studie zu untersuchen. Um den komplexen Vorgang eines Hufschlages möglichst wirklichkeitsnah zu simulieren, haben wir uns entschieden die Knochen mit einem Fallkörper zu brechen. Die Radien und Tibiae wurden proximal und distal in Polyurethan eingegossenen und in horizontaler Lage zwischen zwei Metallsäulen eingespannt. Ein aus Aluminium und Stahl bestehender Fallkörper (2kg) wurde aus einer vorbestimmten Höhe auf Mitte der medialen Seite der axial vorbelasteten Knochen fallengelassen. Aufprall und Bruchverlauf wurden mit einer Hochgeschwindigkeitskamera gefilmt. Anhand dieser Aufnahmen liessen sich die massgebenden physikalischen Grössen genau ermitteln. Von 90 ausgewerteten Knochen, haben 25 keinen Schaden erlitten; 31 Knochen wiesen Fissuren und 34 Knochen Frakturen auf. Die Frakturen ihrerseits konnten in einfache Frakturen (16) und in Keilfrakturen (18) unterteilt werden. Vom Zeitpunkt des Aufpralls bis zur sichtbaren Frakturentstehung dauerte es durchschnittlich 0.53 ms. Bei den Knochen mit Frakturen betrug die Aufprallgeschwindigkeit des Fallkörpers durchschnittlich 8.39 m/s und 7.39 m/s bei den Knochen ohne Schaden. Aufgrund der Auswertung der Tracking Diagramme kann davon ausgegangen werden, dass die Fraktur im Bereich des ersten Kraftmaximums entsteht. Die Resultate haben gezeigt, dass im Durchschnitt ein Impuls von 15,93 N/s und kinetische Energie von 64,72 Joule nötig sind, damit es zu einer Fraktur kommt. Bei einer einfachen Fraktur liegt das Kraftmaximum im Bereich von 13'736.39 N und bei einer Keilfraktur bei 15'202.11 N. Bei dieser Untersuchung haben wir feststellen können, dass in erster Linie Impuls und kinetische Energie ausschlaggebend dafür sind, ob es zu einer Fraktur kommt oder nicht. Die eigentliche Kraft hat auf das Bruchverhalten des Röhrenknochens nur einen sekundären Einfluss.

2. Summary

Fracture Development in Equine Long Bones under Dynamic Load: An Experimental Study

For various ethological reasons more and more horse owners decided in recent years to keep their horses in groups rather than in individual box stalls. This has led to an increased incidence of injuries and fractures.

In Equine surgery osteosynthesis of Radius and Tibiafractures is a serious challenge because of the anatomy of these long bones and the tremendous forces acting upon them. This led us to study on the physiologic processes of such kind of bone injuries in an experimental environment. An artificial impactor manufactured from aluminium and stainless steel and weighing 2 kg was dropped from predetermined heights in a specially designed tower onto the medial and middle aspect of an isolated bone free of soft tissues, to simulate a kick from a horse. Before impact, the proximal and distal ends of the radius and tibia were cast in polyurethane and secured in a horizontal position under axial load between two metal columns. The impact and the fracture process were recorded using a high-speed camera. The resulting single frames allowed the calculation of mean physical variables.

Of 90 bones subjected to the experimental impact, 34 suffered fractures, 31 developed fissure fractures and in 25 no fracture occurred. The fractures could be divided into simple fractures (16) and butterfly fractures (18). The average time determined between the impact and the development of a visible fracture was 0.53 ms. The impact speed of the impactor was in average 8.39 m/s when bones fractured; 7.39 m/s when no fractures occurred. The evaluation of the tracking diagrams showed that fractures develop at the time of the maximum contact force. On average, an impulse of 15.93 N/s and energy absorption of 64.72 Joule were necessary to produce a fracture. A mean impulse of 13`736.39 N was measured in simple fractures and 15`202.11 N in butterfly fractures.

The results of this study showed that the local impulse and energy absorption were the main determining factors in the production of a bone fracture; the contact force played a secondary role.

3. Einleitung

3.1. Allgemeine Problematik

Die Natur hat den Röhrenknochen so konstruiert, dass er sich gut an Gewichte anpassen kann, welche parallel mit der Längsachse einwirken. Die dafür notwendige Steifheit wird durch eine starke Mineralisierung dieses Knochens erreicht, welche aber auch den Nachteil mit sich bringt, dass er sehr brüchig ist (Currey 2003). Die Röhrenknochen sind also nicht für Schläge, die quer zu ihrer Längsachse wirken optimiert. Solche Belastungen führen beim Menschen wie auch bei Tieren häufig zu ernsthaften Verletzungen, insbesondere zu Fissuren und Frakturen (Zaal and Hazewinkel 1996). Beispiele dafür sind Tibiafrakturen nach Autokollisionen mit Fussgängern (Yang 2002; Kramer, Burow et al. 1996) oder Hufschläge von Pferden, die Menschen (Exadaktylos 2002) (Jäggin, Fürst et al. 2005) oder andere Pferde verletzen (Derungs 2002).

In einer retrospektiven Studie wurden alle Verletzungen an Pferden, die an die veterinärchirurgische Pferdeklinik der Universität Zürich überwiesen wurden, ausgewertet (Derungs, Fürst et al. 2002). Diese Untersuchung hat gezeigt, dass Schlagverletzungen beim Pferd sehr häufig vorkommen und nicht selten zu schwerwiegenden Veränderungen führen. Die direkten Folgen der Schlagverletzungen sind häufig Weichteil- und Gelenksverletzungen sowie Fissuren und Frakturen. Neben den Griffelbeinen sind der Radius und die Tibia ebenfalls häufig betroffen (Derungs, Fürst et al. 2002; Jackson 2004; Jackson, Geyer et al. 2005). Im Gegensatz zu den Griffelbeinen ist es jedoch immer noch äusserst schwierig, eine Tibia- oder Radiusfraktur erfolgreich zu operieren (Richardson 1994; Auer 1996; Watkins 1996).

Es sind viele Faktoren zu berücksichtigen, die den Ablauf und die Folgen des Impactvorganges beeinflussen:

- Die verschiedenen Knochen besitzen geometrische, strukturelle und materialspezifische Parameter, die von Knochen zu Knochen und auch innerhalb eines Knochens variieren können und so in einer bestimmten Richtung den Kräften entgegen wirken (Knese, Hahne et al. 1954; Carter and Spengler 2002).
- Die Vorspannung des Knochens wird durch die Kraft des Körpergewichts, resp. die aktuelle Belastung bestimmt (Currey 1970). Die Muskulatur stellt ein zusätzliches physiologisches Sicherungssystem dar (Asang, Posch et al. 1972).
- Die Aufprallgeschwindigkeit des Hufes wird durch die Geschwindigkeit, mit der das Pferd ausschlägt bestimmt.
- Der Ort und die Richtung des Aufpralles relativ zum Knochen beeinflussen das Schadenausmass (Leitz 1970).

- Die Elastizität und Dichte des Schlagkörpers, sowie die Weichteile zwischen Schlagkörper und Knochen sind von grosser Bedeutung (Currey 1970).
- Die Form des Hufes bzw. Hufeisens sind variabel.
- Die komplexen Materialeigenschaften des Knochengewebes wie die Viscoelastizität und die Anisotropie müssen bei der Beurteilung des Knochengewebes nach der Belastung berücksichtigt werden (Carter and Spengler 2002).

Die erwähnten Einflussgrössen sind teilweise schwer quantifizierbar und wirken in komplexer Weise zusammen. Das ist der Hauptgrund dafür, dass heute noch keine Berechnungsmethoden existieren, welche die Folgen einer Impactbelastung vorhersagen oder exakt erklären können. In der Literatur findet man primär experimentelle Untersuchungen, die als Basis für spätere Rechenmodelle dienen könnten (Shazly, Kayacan et al. 2005; Kramer, Burow et al. 1973).

3.2. Literaturübersicht

Zur Zeit sind keine Literaturquellen bekannt, welche fundierte Untersuchungen über die Schlagkraft eines Pferdes wiedergeben und es finden sich nach wie vor nur Vermutungen darüber. Die Schlagkraft kann anhand der Messung der Schlagkraft selber oder indirekt über eine experimentelle Studie an Knochen bestimmt werden. Mit Hilfe des FSCAN Messsystem wurde versucht, die Schlagkraft von Pferden direkt zu messen (Derungs, Fürst et al. 2004). Die Pferde wurden dabei mit dem „Tekscan F-SCAN“ Messsystem ausgestattet. Dabei handelt es sich um eine für die Humanmedizin entwickelte ultradünne Plastikfolie in Form eines menschlichen Fussabdruckes, welche mit 960 piezoelektrischen Sensoren bestückt ist und zusammen mit der Tekscan Software die genaue Messung der auftretenden Kräfte bei Kontakt mit dem Boden oder mit der Wand erlaubt. Die Pferde wurden mit der Hinterhand gegen die Wand gestellt und dabei am Halfter gehalten. Mit verschiedenen Reizen wurde versucht, einen Schlag zu provozieren. Da jedoch die Sensitivität des Pferdes mit der Wiederholung der Reizanwendung abnahm, konnte der Versuch nur bedingt ausgewertet werden. Zusätzlich war die gemessene Schlagkraft auch abhängig von der Distanz des Pferdes zur Wand, bzw. ob die Gliedmasse zum Zeitpunkt des Auftreffens auf die Wand gestreckt oder noch gebeugt war. Aufgrund dieser wenig befriedigenden Vorarbeit haben wir uns für eine experimentelle Studie am Knochen selbst entschieden. Ueber experimentelle Simulationen von Pferdehufschlägen an Röhrenknochen gibt es nur wenig Literaturquellen. In einer Studie wurde der Hufschlag mit einem Pendel simuliert (Schille 2002). In einem anderen Experiment hat man mit einer Druckpresse zylindrische Knochenstücke mit einem Durchmesser von 6,3 mm und einer Länge von 4 mm belastet (Shazly, Kayacan et al. 2005). Es hat sich jedoch immer wieder gezeigt, dass es schwierig ist, typische und realitätsnahe Bruchbilder zu produzieren. Aehnliche Impactstudien wurden in der Humanmedizin gemacht; dabei wurden Tibiafrakturen untersucht, die durch Schussverletzungen oder mit einem Baseball Schläger zustande kamen (Leffers David and Chandler 1985; Levy, Bromberg et al. 1994). Ein weiterer interessanter Vergleich ist eine Studie aus der Humanmedizin durchgeführt, die über die Biomechanik des Aufpralls beim Kick Boxing gemacht wurde (Paerson 2003).

3.3. Ziel der Arbeit

Für die vorliegende Untersuchung sollten die typischen Verhältnisse bei Hufschlägen auf die isolierte Tibia bzw. den Radius von Pferden simuliert werden, damit die daraus gewonnen Erkenntnisse bei der Analyse entsprechender Knochenverletzungen möglichst direkt angewendet werden können. Der Hufschlag, der im Mittelpunkt unseres speziellen Interesses steht, ist eine komplizierte Kombination von Rotations- und Translationsbewegungen von gelenkig und elastisch gelagerten Körpern. Dabei wird der Huf mit oder ohne Hufeisen stark beschleunigt, bevor er dann auf einen anderen Körper auftrifft. Der Huf wird von vielen verschiedenen Muskeln beschleunigt und rotiert dabei um mehrere Gelenke, so dass diese Bewegung auch äusserst schwierig zu beschreiben und noch schwieriger zu berechnen ist.

Aufgrund der Informationen aus der Literatur sowie ähnlichen Versuchen in der Humanmedizin haben wir den Belastungsfall gewählt (Schille 2002; Shazly, Kayacan et al. 2005; Kramer, Burow et al. 1973). Mit dem Belastungsfall konnten ähnliche Bedingungen wie beim Hufschlag simuliert werden.

Ein zentrales Anliegen ist es, klinisch signifikante Brüche zu erzielen, die genau gemessen und instrumentiert werden, um die maximale Kraft, die maximale Energie und den maximalen Impuls quantifizieren zu können. Zudem ist es von Interesse heraus zu finden, zu welchem Zeitpunkt Frakturen entstehen und welche Frakturtypen auftreten. Ein weiteres Interesse liegt in der Frage nach der Konstanz bzw. in der Wiederholbarkeit der Frakturkonfiguration.

Das Hauptziel der vorliegenden experimentellen Untersuchung war es, die physikalischen Vorgänge solcher Knochenverletzungen anhand von Pferdeknochen experimentell zu studieren. Die gewonnenen Erkenntnisse sollen in folgenden Gebieten Verwendung finden:

- Analyse von Frakturbildern
- Forensische Beurteilung von Knochenverletzungen
- Entwicklung von Schutzvorrichtungen für Mensch und Pferde
- Verbesserung von Knochenimplantaten
- Verbesserung von Therapiemöglichkeiten von Frakturen
- Optimierung der Hufschutzsysteme wie Hufeisen oder Hufschuhe
- Entwicklung von rechnerischen Simulationen des Impactvorganges (als Referenz)

Die verallgemeinerten Erkenntnisse sollen auch für andere dynamische Belastungsfälle von veterinär- und humanmedizinischen Fragestellungen verwertbar sein.

4. Material und Methode

4.1. Auswahl und Präparation der Knochen

Im Zeitraum zwischen 2001 und 2004 wurden am Tierspital Zürich insgesamt 90 Radius- und Tibiaknochen von geschlachteten Pferden gewonnen und eingefroren. Den meisten Pferden wurden beide Radien und beide Tibiae entnommen. In der Auswertung wurden jedoch nicht alle berücksichtigt, da einigen Knochen für Pilotversuche verwendet wurden.

Die Pferde im Alter zwischen 4 und 22 Jahren wurden aus unterschiedlichen Gründen geschlachtet oder euthanasiert. Keines der Pferde litt jedoch an einer diagnostizierten generalisierten Knochenerkrankung. Zwei Pferde waren Vollblüter und 17 Pferde konnten dem Typ der Warmblutpferde zugeordnet werden. 46 Knochen entstammten von Wallachen, 26 Stuten (je 50% Radii und Tibiae).

Direkt nach der Schlachtung wurden die Knochen von den Weichteilen befreit und mit einem mit Kochsalzlösung (0.9% physiologische Lösung) getränkten Tuch umwickelt. Bis zur weiteren Präparation wurden sie in einem geschlossenen Plastiksack bei -20° Celsius aufbewahrt. Zwei Wochen vor Versuchsbeginn hat man die Knochen aufgetaut und für den Versuch vorbereitet. Dabei wurde das restliche Gewebe, wie Muskeln, Sehnen, Bänder und Gelenkscapselansätze entfernt. Im Bereich der Diaphyse wurde die Knochenhaut ausserdem auf der medialen Seite auf einer Fläche von 3 x 3 cm, wo der Schlagkörper beim Impactversuch auftreffen sollte, entfernt. Der Anteil der Ulna bzw. Fibula, welcher den Radius bzw. die Tibia proximal überragt, wurde abgesägt. Nach der Längenmessung des Knochens wurde die Mitte bestimmt und jeder Knochen auf 38 cm gekürzt damit er auch im Mikrocomputertomographen gescannt werden konnte. Die Kürzung wurde an der proximalen und distalen Metaphyse in gleichem Masse vorgenommen. In der Mitte wurde der Knochenumfang sowie die jeweiligen Durchmesser in der Frontal- und Sagittalebene gemessen.

Zwecks Auswertbarkeit und Vergleichbarkeit der Impactversuche wurde bei allen Knochen diejenige anatomische Region für die Einschlagstelle ausgewählt und markiert, an welcher es bei realen Schlagverletzungen häufig zu Fissuren und Frakturen kommt. Diese Stelle liegt auf der medialen Seite des Radius bzw. der Tibia, wo der Knochen infolge fehlender Weichteilgewebe am wenigsten geschützt ist. Der Punkt wo der Schlagkörper auftreffen sollte wurde auf dem Knochen markiert.

In einem nächsten Schritt wurden die beiden Knochenenden proximal und distal bis über die breiteste Stelle der Metaphyse in Polyurethan (Biresin G26/G28, Sika AG, Schweiz) eingegossen. Durch Fixierung der Knochenenden bis 1cm über den Bereich der Metaphyse konnte eine genügende Stabilität sichergestellt werden (Abb. 1).



Abb. 1: Knochen proximal und distal in Polyurethan eingegossen

Die Knochen wurden vor dem Impactversuch makroskopisch sowie auch radiologisch und mikrocomputertomographisch analysiert. Eine Vorschädigung der Knochen konnte dadurch mit hoher Wahrscheinlichkeit ausgeschlossen werden. Bis zum definitiven Beginn der Versuche, wurden die Knochen wiederum mit in Kochsalzlösung getränkten Tüchern umwickelt, verpackt und bei 4° Celsius gekühlt. Alle Versuche wurden mit Hilfe der Mitarbeiter der eidgenössischen Materialprüfungsanstalt in Dübendorf durchgeführt.

4.2. Prüfeinrichtung

4.2.1. Impactor

Der Schlagkörper der von der EMPA hergestellt wurde besteht aus einer länglichen Grundform mit zwei seitlichen Führungsrillen (Abb. 2). Der Fallkörper wurde in zwei Komponenten aufgeteilt. Die Materialeigenschaft der meisten verwendeten Hufeisen ist Stahl; aus diesem Grund bestand die Spitze des Fallkörpers aus Stahl. Die zweite Komponente des Fallkörpers sollte die mitbewegte Masse des Hufes imitieren, wozu Aluminium verwendet wurde. Die Masse des Fallkörpers wurde auf 2 kg festgelegt. Als Parametervariation wurden 4 Impactversuche auch bei halbierten Masse durchgeführt ($m = 1 \text{ kg}$). Die Geometrie der Hufeisenkante wurde beim Schlagkörper durch einen halbkreisförmigen Stahl-Stab, mit einem Radius von 10 mm, nachgestaltet.



Abb. 2: Impactor (Fallkörper) verlaufend in der Führschiene

4.2.2. Beschleunigung des Impactors

Zur Führung des Impactors während des Falls wurde im Fallturm ein 16 Meter langes, vertikal laufendes U-Profil montiert (Abb. 3). Der Fallkörper konnte vom Boden aus mit Hilfe eines Seils auf die Höhe hochgezogen werden, welche die gewünschte Aufprallgeschwindigkeit ergab.



Abb. 3: Fallturm

4.2.3. Befestigung der Pferdeknochen in der Prüfeinrichtung

Der untere Teil der Prüfeinrichtung, in dessen Bereich die Knochen für die Impactversuche befestigt wurden, bestand im Wesentlichen aus zwei steifen Metallsäulen. Im Fussbereich wurde die eine Säule gelenkig gelagert, die andere war dort fest eingespannt. Auf dem Kopf der Säulen wurde je ein Vierkantprofil montiert, welches der Befestigung der beiden Gussklötze, in welche die präparierten Knochen eingespannt wurden, diente (Abb. 4).

Die Knochen wurden mit der medialen Seite nach oben montiert (Abb. 4), wobei die linken Knochen kranial und die rechten Knochen kaudal der Hochgeschwindigkeitskamera zugewandt waren. Anschliessend wurden die beiden Säulen mit Hilfe einer Spiralfeder und einer Gewindestange zueinander verspannt (Abb.4, Pfeil). Mit Hilfe einer Kraftmessdose wurde die dadurch erzeugte Axialkraft im Knochen gemessen. Bei allen Impactversuchen wurde die Axialkraft einheitlich auf $S = 2400 \text{ N}$ eingestellt.

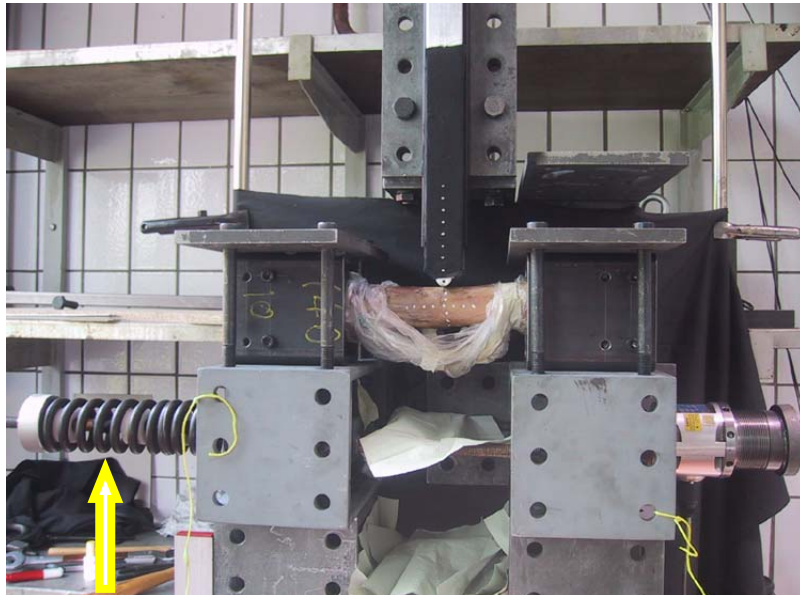


Abb. 4: Knochen befestigt in der Versuchsanlage. Der Pfeil deutet auf die Spiralfeder, welche den Knochen axial belastet.

4.2.4. Messtechnische Instrumentierung

Gewählt wurde die indirekte Messwertbestimmung, basierend auf einer Aufnahme des Impactvorganges mit einer Hochgeschwindigkeitskamera, gewählt. Die Kamera fokussierte die Mitte des Knochens um eine gute optische Auflösung dieser Region zu erreichen. Die gewählte Aufnahmegeschwindigkeit von 30'000 Bilder/sec lieferte eine zeitliche Auflösung von $\Delta t = 0.033 \text{ ms}$ mit einer optischen Auflösung von 23'000 Pixel. Die physikalischen Grössen wie die aktuelle Geschwindigkeit des Impactors, die Kontaktkraft zwischen Fallkörper und Knochen, die Beschleunigung des Fallkörpers, die Aufprallgeschwindigkeit, die Abprallgeschwindigkeit und der Zeitpunkt bei welchem der Fallkörper die Richtung wechselt, konnten anhand der fotografisch festgehaltenen Bewegungen des Fallkörpers abgeleitet werden.

4.2.5. Bestimmung der Zeit-Weg Funktion $y(t)$

Ausgegangen wurde von einem unendlich steifen Fallkörper, welcher sich entlang einer geraden Linie bewegt. Unter dieser Annahme ist dessen Position jederzeit durch die vertikale Koordinate (x) eines ausgewählten Referenzpunktes eindeutig definiert. In unserem Fall diente ein schwarzer Punkt auf der Spitze des Fallkörpers als Referenzpunkt (Abb. 5). Durch *computer aided video-tracking* des Referenzpunktes wurde die Zeit-Weg Funktion $y(t)$ des Fallkörpers bestimmt (Abb. 6).

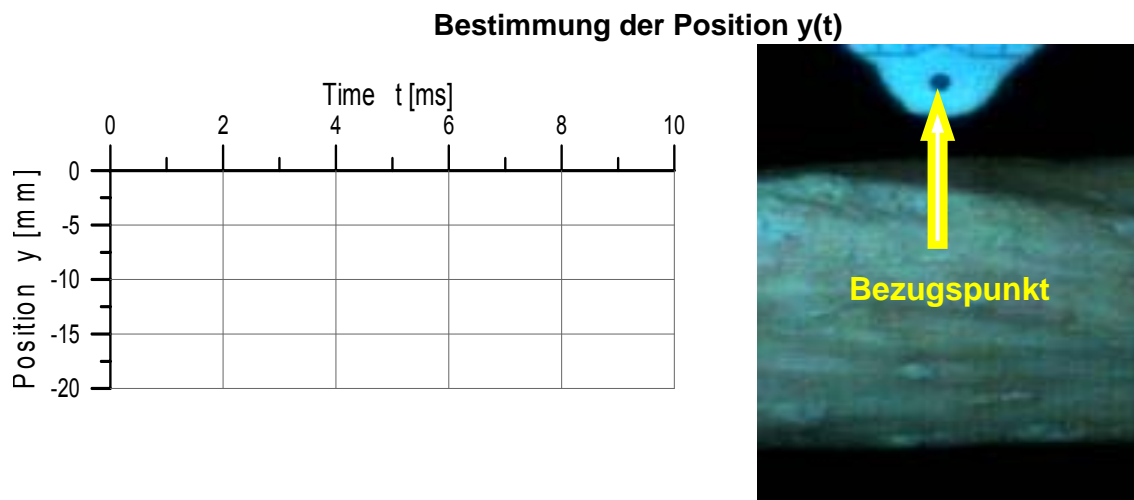


Abb 5: Der schwarze Punkt auf der Spitze des Fallkörpers diente als Referenzpunkt

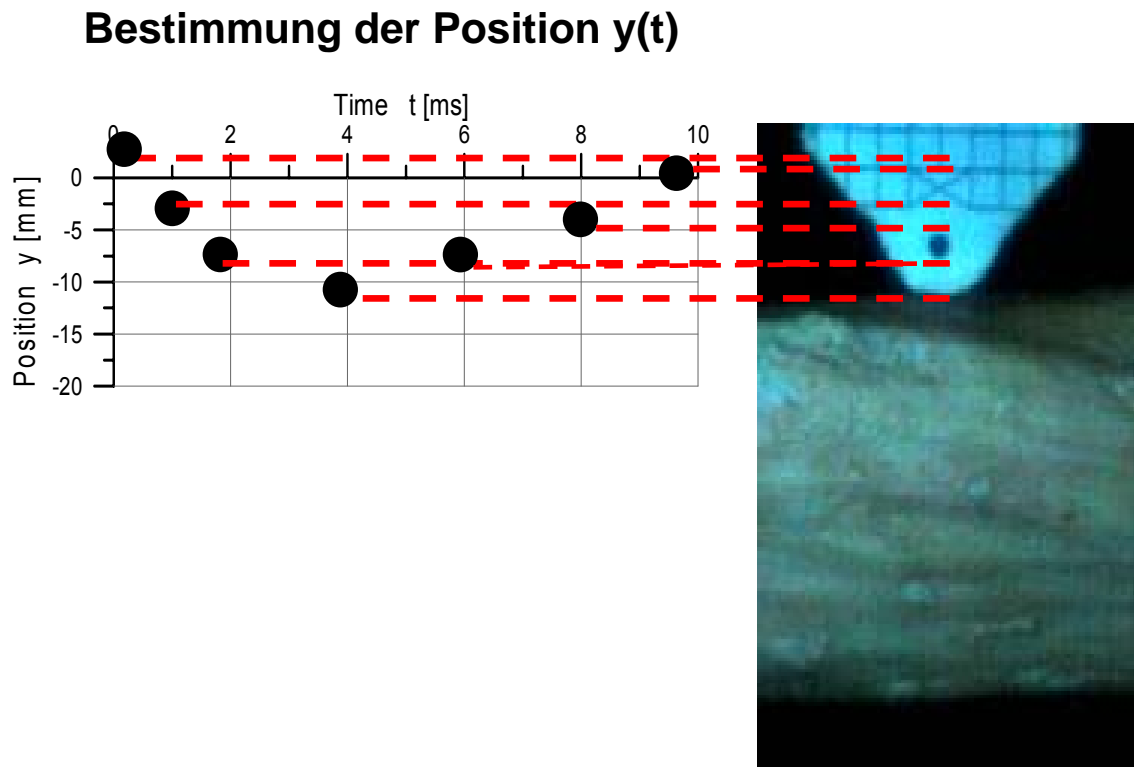
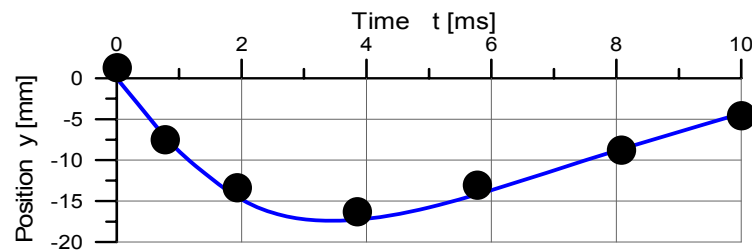


Abb 6: Bestimmung der Position mit Hilfe des Referenzpunktes

Bestimmung der Geschwindigkeit / Energie/ Impuls

Durch numerische Ableitung der Wegfunktion (Abb. 7) ergibt sich der zeitliche Verlauf der Geschwindigkeit des Impactors $v(t)$. (Siehe Schritt 2, 4.2.6.) Die aktuelle kinetische Energie des Impactors ist durch $E(t) = 1/2 \times m \times v(t)^2$, sein Impuls durch $I(t) = m \times v(t)$, definiert.

Bestimmung der Position $y(t)$



Bildfolge: 30'000 Frames/s

Auflösung: Zeit t : 0.033ms
Position y : 0.01mm



Abb 7: Bestimmung der Zeit-Weg Funktion mit Hilfe von Videoaufnahmen des Referenzpunktes

4.2.6. Berechnung der Geschwindigkeit und Kraft

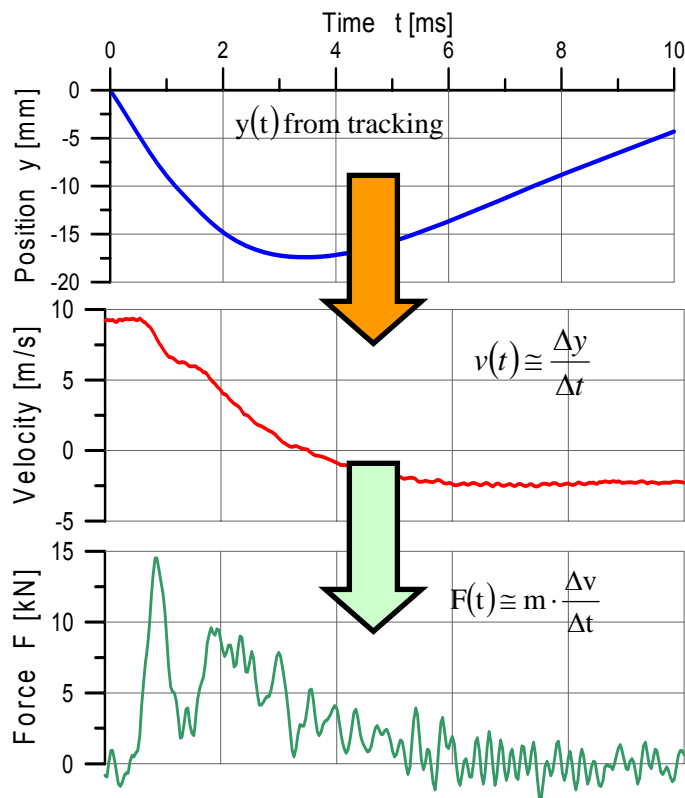


Abb 8: Numerische Ableitung der Wegfunktion

Bestimmung der Beschleunigung / Kraft

Nach erneuter Ableitung der Wegfunktion wird die Beschleunigung $a(t)$ des Fallkörpers bestimmt. Der zeitliche Verlauf der Kontaktkraft zwischen Fallkörper und Knochen wird durch $F(t) = m \times a(t)$ angenähert.

Die Hi-Speed Aufnahmen wurden auch optisch ausgewertet, so dass die Rissentwicklung im aufgenommenen Ausschnitt in Zeitlupe mitverfolgt werden konnte. In vielen Fällen ermöglichte dies die Bestimmung des Zeitpunktes, bei welchem der Bruch spätestens begann. Ausserdem konnten auf diese Weise auch der Zeitpunkt bei welchem der Knochen mit dem Impactor in Kontakt kommt sowie der Zeitpunkt der Richtungsänderung des Schlagkörpers und der Zeitpunkt des Abfalls bestimmt werden.

4.3. Versuchsablauf

Die Zertrümmerung der Knochen bei den Impactversuchen sollte im Rahmen klinisch relevanter Knochenbrüche bleiben. In einer Vorversuchsreihe mit 12 Knochen hat man sich an den kritischen Bereich der Aufprallgeschwindigkeit (bzw. der entsprechenden kritischen Fallhöhe) des 2 kg schweren Impactors herangetastet. Aufgrund der Ergebnisse dieses Vorversuches wurde folgendermassen vorgegangen: Zuerst wurde der linke Knochen des Tieres bei einer Fallhöhe von $h \cong 3$ m getestet. Je nach dem ob und wie stark dieser Knochen brach (Abb. 9), wurden die Fallhöhen für die weiteren drei Knochen des gleichen Pferdes angepasst bzw. variiert.

In bestimmten Fällen wurden Knochen, bei denen nach einem Impactversuch visuell keine Brüche oder Fissuren festgestellt werden konnten, erneut getestet. Um den Einfluss eines repetitiven Traumas zu erfassen, wurde ein Knochen bei welchem beim ersten Versuch eine Fissur entstand, noch 6-mal mit der gleichen Aufprallgeschwindigkeit getestet. Eine Versuchsreihe mit 4 Knochen wurde mit einer Impactor-Masse von 1kg durchgeführt.

Um eine weitere Dislokation zu vermeiden wurden die frakturierten Knochen unmittelbar nach dem Schlagversuch mit einem Klebeband fixiert und anschliessend wurden sie fotografisch, radiologisch und computertomografisch ausgewertet, um die Entstehung und den Verlauf der Fraktur/Fissur möglichst genau zu beurteilen und zu kategorisieren zu können (Abb. 10,11).



Abb 9: Frakturierter Knochen nach dem Fallversuch



Abb 10: Keilfraktur



Abb 11: Schrägfraktur

4.4. Auswertung der Tracking Diagramme

4.4.1. Bestimmung der Kraftmaxima

Im nachfolgenden Diagramm der *Bestimmung der Kraftmaxima* ist auf der horizontalen Achse (x) die Messnummer (Zeit) abgebildet und auf der vertikalen Achse (y) die Beschleunigung (Abb. 12).

Anhand dieses Diagramms wurden folgende Parameter ermittelt und ausgewertet:

- Bestimmung der Kraftmaxima 1 und Kraftmaxima 2

Das Kraftmaximum 1 wurde an derjenigen Stelle bestimmt, wo sich über die ganze Kurve die grösste Beschleunigung abzeichnete; das Kraftmaximum 2 an der Stelle der zweitgrössten Beschleunigung.

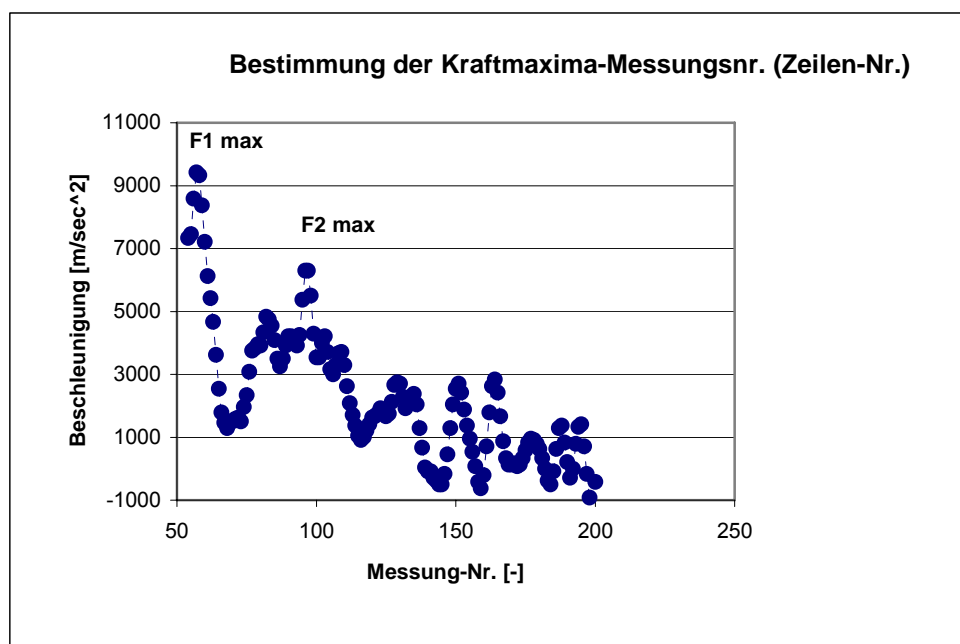


Abb 12: Diagramm der Kraftmaxima

4.4.2. Bestimmung der Verzögerung

Im nachfolgenden Diagramm der *Bestimmung der Verzögerung* ist auf der horizontalen Achse (x) die Zeit abgebildet und auf der vertikalen Achse (y) die Geschwindigkeit (Abb. 13). Folgende Parameter wurden daraus ermittelt und ausgewertet.

- Bestimmung der Verzögerung, Knick 1, Knick 2 und Umkehrpunkt bei $v = 0.00$

Die Stellen, wo die Steigung jeweils eine deutliche Änderung erfährt, werden als Knickpunkt 1 und Knickpunkt 2 bezeichnet.

Die Steigung bis zum ersten Knickpunkt entspricht der 1. Kraftmaximumkurve und die Steigung bis zum zweiten Knickpunkt der 2. Kraftmaximumkurve.

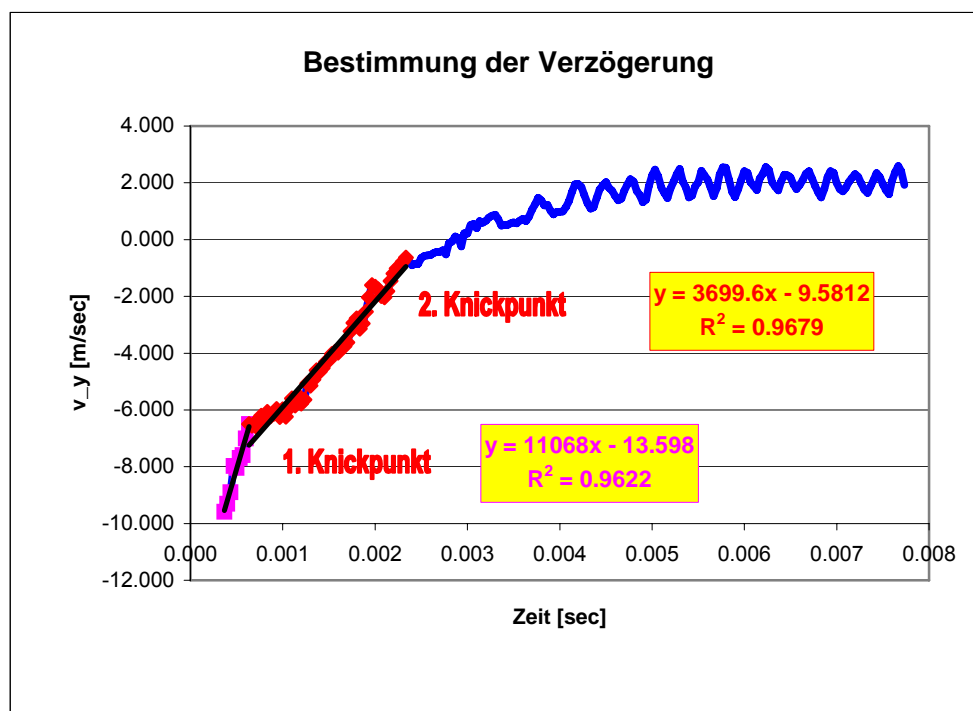


Abb 13: Diagramm der Verzögerung

Die Ableitung der Geschwindigkeit als Funktion der Zeit ergibt die Beschleunigung. Dementsprechend ist das Diagramm der Kraftmaximumkurve ($m \times a$) (Abb. 12) immer eine Ableitung der Verzögerungskurve (v/t) (Abb.13).

4.4.3. Bestimmung der Abprall- und Aufprallgeschwindigkeit

Im nachfolgenden Diagramm der *Bestimmung der Abprall- und Aufprallgeschwindigkeit* ist auf der horizontalen Achse (x) die Messnummer abgebildet und auf der vertikalen Achse (y) die Geschwindigkeit (Abb 14). Folgende Parameter wurden ermittelt und ausgewertet:

- Bestimmung der Abprallgeschwindigkeit und der Aufprallgeschwindigkeit

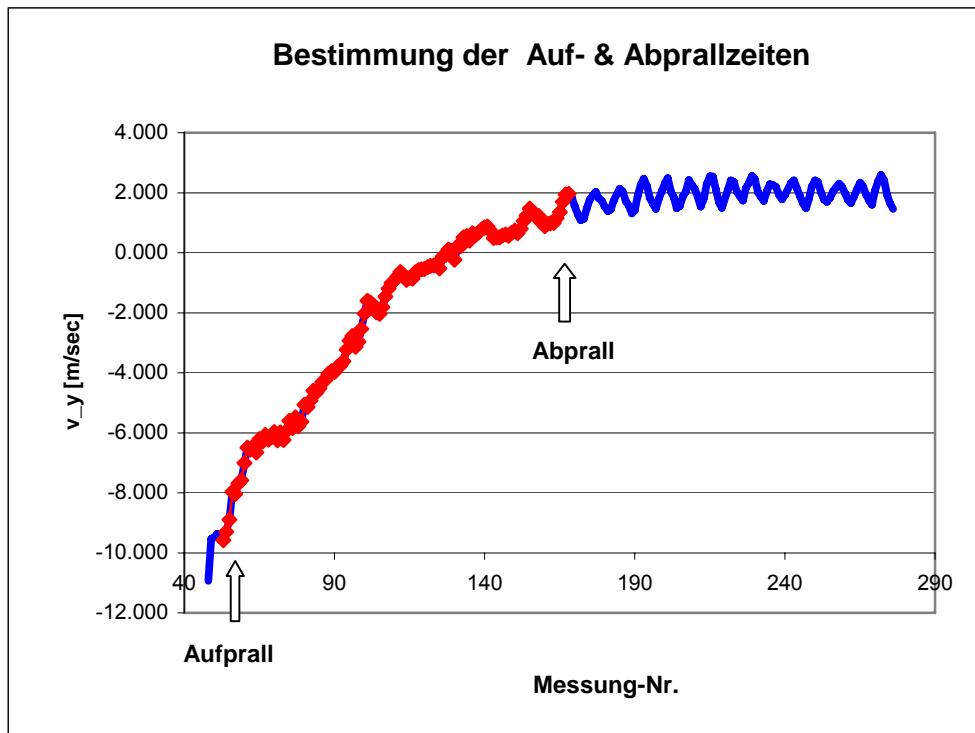


Abb 14: Diagramm der Stillstands-, Auf- & Abprallzeiten

Im folgenden Diagramm der *Bestimmung der Aufprallgeschwindigkeit* ist auf der horizontalen Achse (x) die Zeit abgebildet und auf der vertikalen Achse (y) die Position des Fallkörpers während dem Aufprall (Abb 15). Anhand der Steigung dieser Kurve konnte die Geschwindigkeit mit der der Fallkörper aufgetroffen ist ermittelt werden. Das gleiche gilt für die Abprallgeschwindigkeit (Abb. 16).

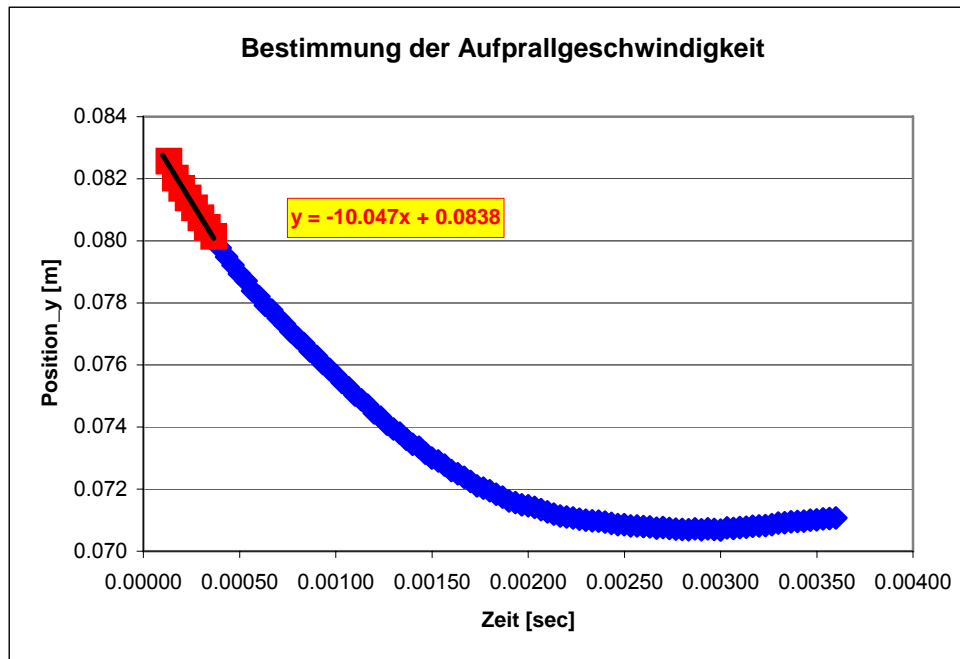


Abb 15: Diagramm der Aufprallgeschwindigkeit

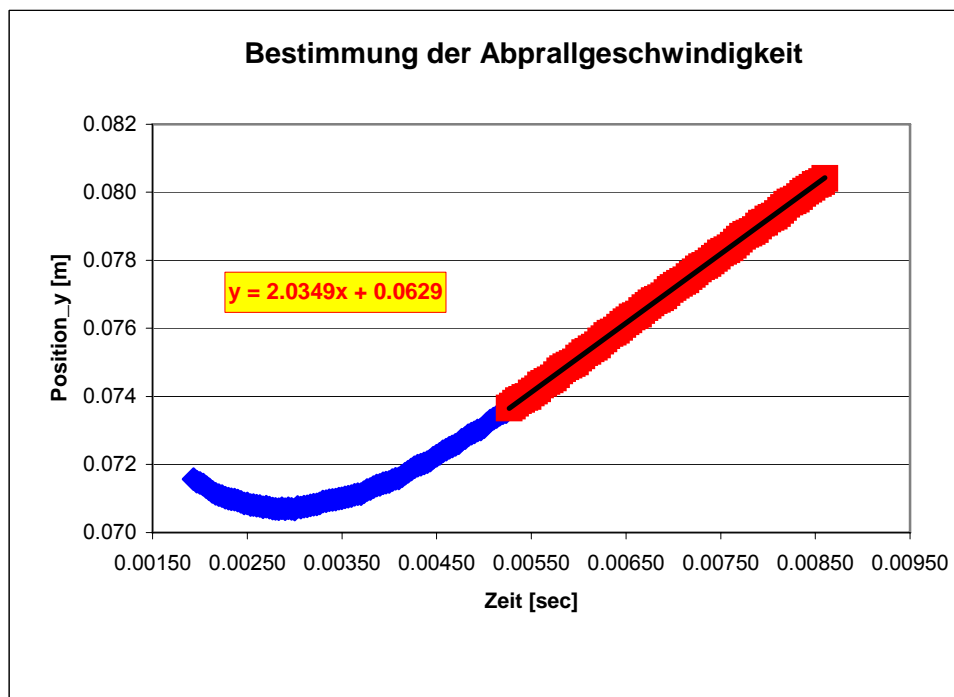


Abb 16: Diagramm der Abprallgeschwindigkeit

4.5. Statistische Auswertung mit dem SPSS-Programm

Die aus dem Tracking Programm ermittelten Daten wurden ins Statistikprogramm SPSS eingelesen. Um die einzelnen Mittelwerte der verschiedenen Variablen zu ermitteln, wurde der Test der beschreibenden Statistik angewendet. Mit dem paired sample T-Test konnte man anhand des p-Wertes erkennen, ob zwischen den Variablen signifikante Zusammenhänge bestehen. Bei einem P-Wert von <0.05 wurde von einem signifikanten Resultat ausgegangen.

5. Resultate

5.1. Knochenschaden

Im vorliegenden Versuch wurden insgesamt 90 Knochen ausgewertet. 25 Knochen haben keinen makroskopischen Schaden erlitten, bei 31 Knochen hat man eine Fissur festgestellt und 34 Knochen waren frakturiert. Bei den frakturierten Knochen handelt es sich um 16 einfache Frakturen und 18 Keilfrakturen (Abb 10,11).

Die Fissurlinien verliefen immer medial und lateral. Bei 29 Knochen war die Fissurlinie nur auf der medialen Seite makroskopisch sichtbar. Bei den anderen 2 Knochen waren makroskopisch keine Fissurlinien sichtbar.

Bei den 18 Keilfrakturen entstand der Keil auf der Gegenseite des Aufschlagpunktes und war meist über eine Querfraktur mit dem Auftreffpunkt des Schlagkörpers verbunden. Bei 5 Keilfrakturen war der Keil zusätzlich längs fragmentiert. Kleinere Fragmente und Fissurlinien konnten bei allen 18 Keilfrakturen beobachtet werden.

Die einfachen Frakturen wurden eingeteilt in 13 Schrägfrakturen, 2 Querfrakturen und 1 Längsfraktur. Zwei Schrägfrakturen und 2 Querfrakturen wiesen eine gezackte Frakturlinie auf. Auch hier wurden bei allen 16 Frakturen zusätzlich kleine Fragmente und Fissurlinien beobachtet.

5.2. Zeitpunkt der Entstehung des ersten Kraftmaximums bei Frakturen

Es dauerte durchschnittlich **0.2557ms** vom Aufprall bis zur Entstehung des ersten Kraftmaximums (Abb. 17).

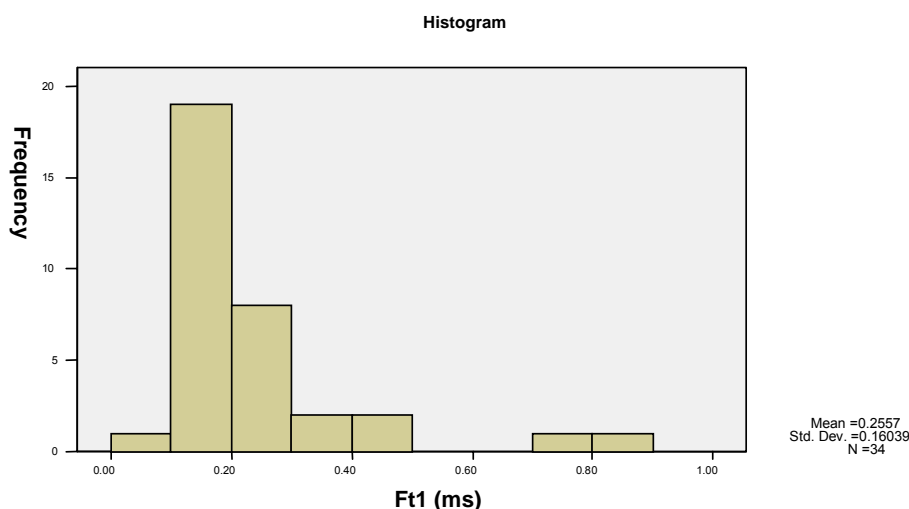


Abb 17: Histogramm des Zeitpunktes des ersten Kraftmaximums

5.3. Zeitpunkt der Frakturentstehung

Bei 2 von 34 Frakturen konnte der Zeitpunkt der Entstehung nicht ermittelt werden, weil die Fraktur sehr spät im Bild erschien; dies bedeutet, dass die Fraktur ausserhalb des fokussierten Bildausschnitts entstanden ist. Durchschnittlich dauerte es **0.53 ms** vom Aufprall bis zur sichtbaren Frakturentstehung (Tab. 1, Abb. 18).

Tab. 1: Zeitpunkt der Frakturentstehung

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
ZeitpFx (ms)	32	.03	1.47	.5292	.37824
Valid n (listwise)	32				

ZeitpFx = Zeitpunkt der Fraktur
n = Anzahl der Versuche (Knochen)

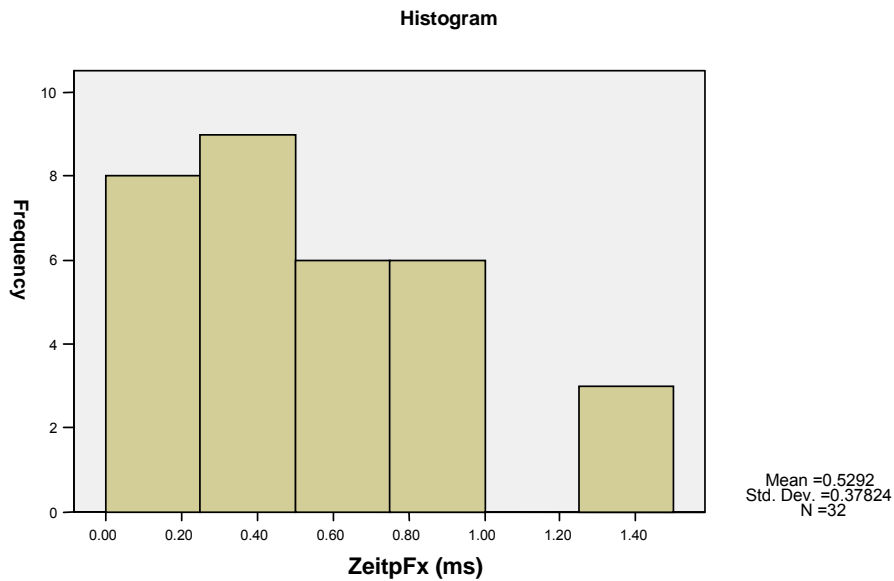


Abb. 18: Histogramm vom Zeitpunkt der Frakturentstehung bei allen Frakturen

5.3.1. Einfache Frakturen

Bei den einfachen Frakturen dauerte es durchschnittlich 0.65 ms vom Aufprall bis zur Entstehung der Fraktur (Tab. 2, Abb. 19).

Tab. 2: Zeitpunkt der Frakturentstehung bei einfachen Frakturen

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
ZeitpFx (ms)	14	.10	1.47	.6452	.43335
Valid n (listwise)	14				

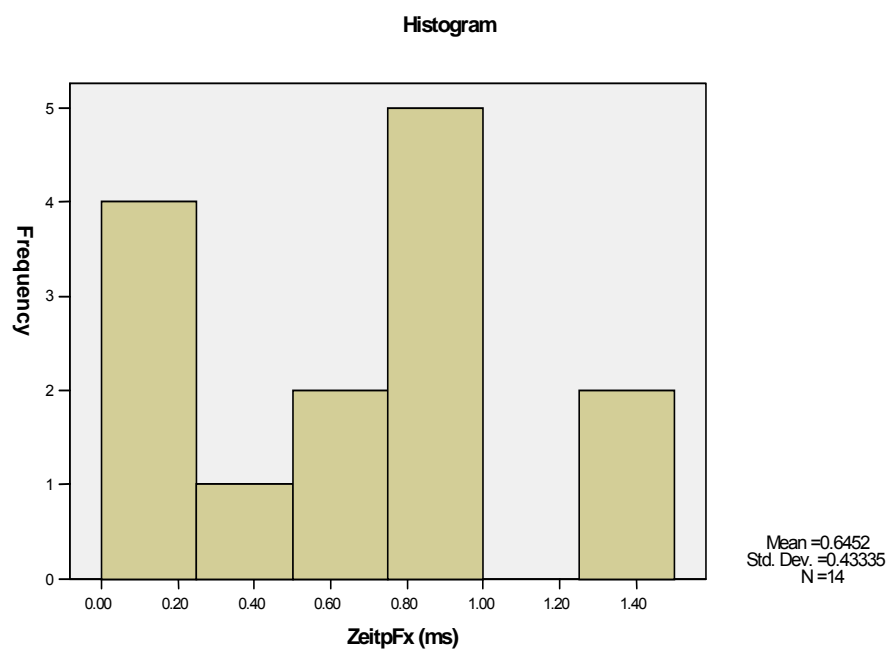


Abb. 19: Histogramm vom Zeitpunkt der Frakturentstehung bei einfachen Frakturen

5.3.2. Keilfrakturen

Bei den Keilfrakturen dauerte es durchschnittlich 0.44 ms vom Aufprall bis zur Entstehung (Tab. 3, Abb. 20).

Tab. 3: Zeitpunkt der Frakturentstehung bei Keilfrakturen

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
ZeitpFx (ms)	18	.03	1.30	.4389	.31233
Valid n (listwise)	18				

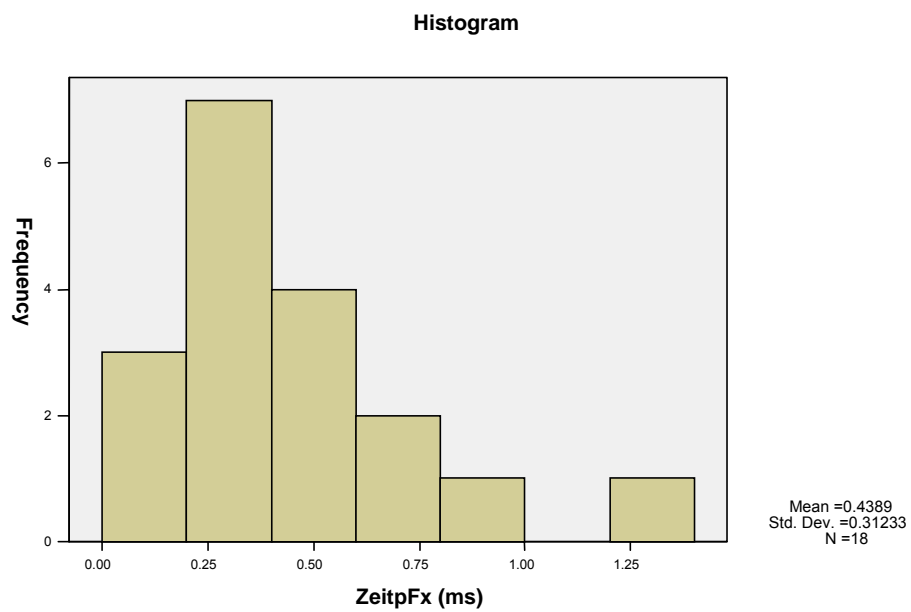


Abb. 20: Histogramm vom Zeitpunkt der Entstehung einer Keilfraktur

5.4. Kraft zum Zeitpunkt der Frakturentstehung

Das Kraftmaximum bei den frakturierten Knochen lag im Durchschnitt bei 14753.71N. Zum Zeitpunkt der Frakturentstehung betrug die durchschnittliche Kraft die auf den Knochen einwirkte noch 9335.85 N (Abb. 21). Ausgehend vom Kraftmaximum nahm die Kraft bis zum Zeitpunkt der Frakturentstehung um 37 % ab (Abb. 22).

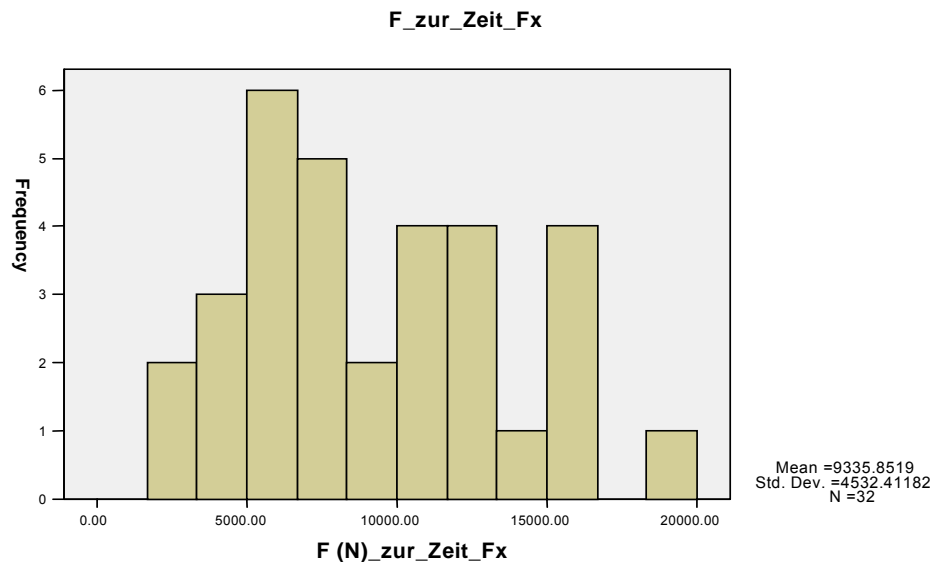


Abb. 21: Histogramm der Kraft zum Zeitpunkt der Frakturentstehung. (F zur Zeit Fx = Kraft zum Zeitpunkt der Frakturentstehung)

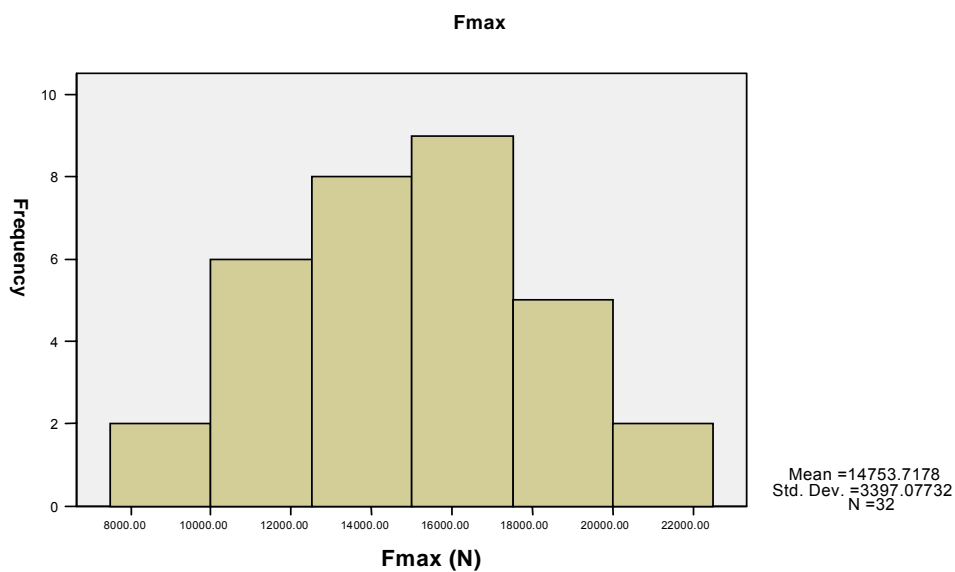


Abb. 22: Histogramm des Kraftmaximums bei Knochen mit einer Fraktur

5.4.1. Einfache Frakturen

Das Kraftmaximum bei der Entstehung der einfachen Frakturen lag im Durchschnitt bei 13736.4 N. Im Zeitpunkt der Entstehung einer einfachen Fraktur war die durchschnittliche Kraft, die auf den Knochen einwirkte noch 8413.88 N (Abb. 23). Ausgehend vom Kraftmaximum nahm die Kraft bis zum Zeitpunkt der Entstehung einer einfachen Fraktur um 38.75 % ab. (Abb. 24)

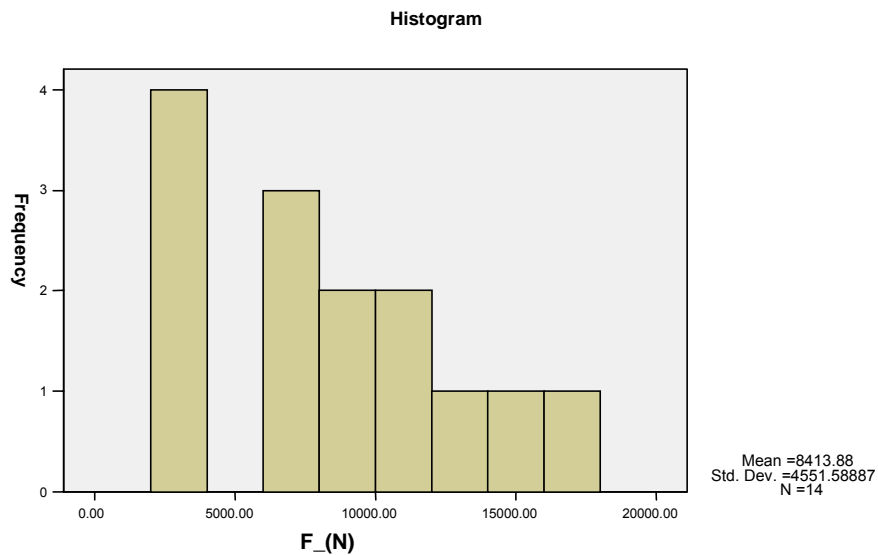


Abb. 3: Histogramm der Kraft zum Zeitpunkt der Entstehung einer einfachen Fraktur

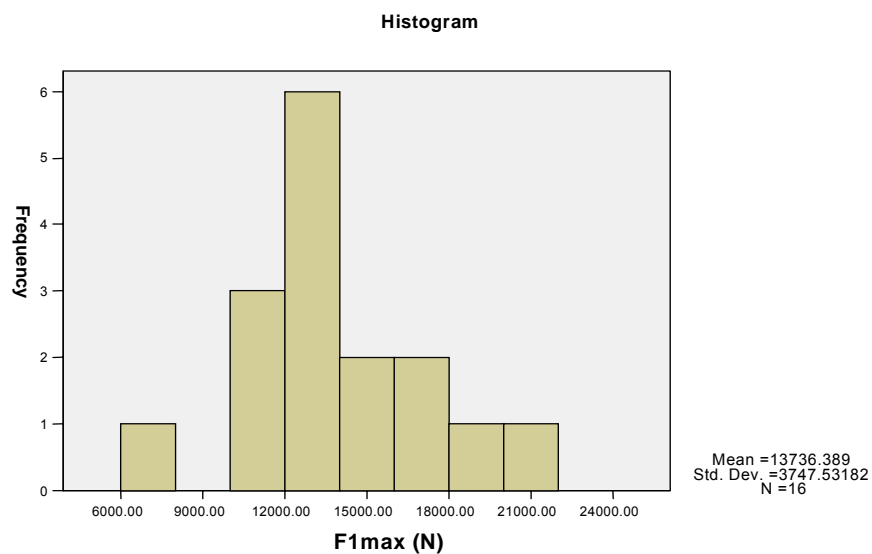


Abb. 4: Histogramm des Kraftmaximums bei Knochen mit einer einfachen Fraktur

5.4.2. Keilfrakturen

Das Kraftmaximum bei den Keilfrakturen lag im Durchschnitt bei 15202.12 N. Zum Zeitpunkt der Entstehung einer Keilfraktur betrug die durchschnittliche Kraft die auf den Knochen einwirkte noch 10052.95 N (Abb. 25). Ausgehend vom Kraftmaximum nahm die Kraft bis zum Zeitpunkt der Entstehung einer Keilfraktur um 33.87 % ab (Abb. 26).

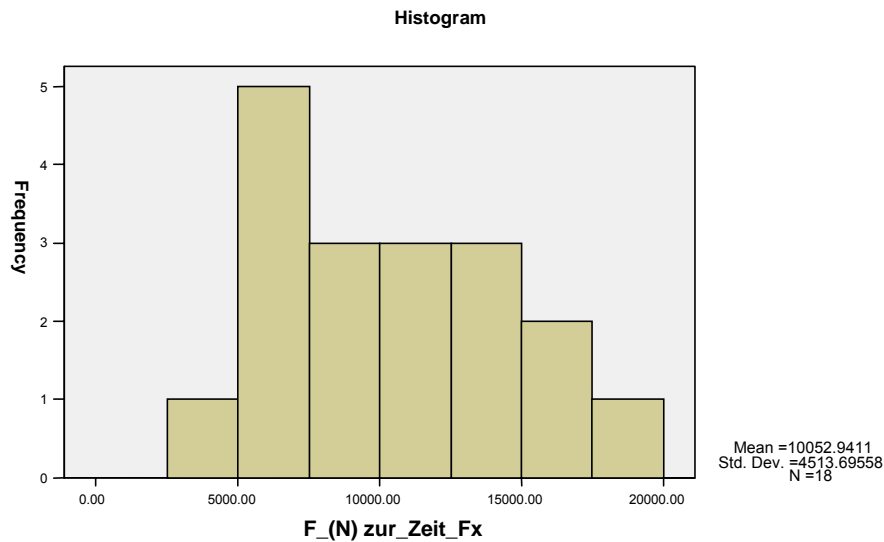


Abb. 5: Histogramm der Kraft zum Zeitpunkt der Entstehung einer Keilfraktur

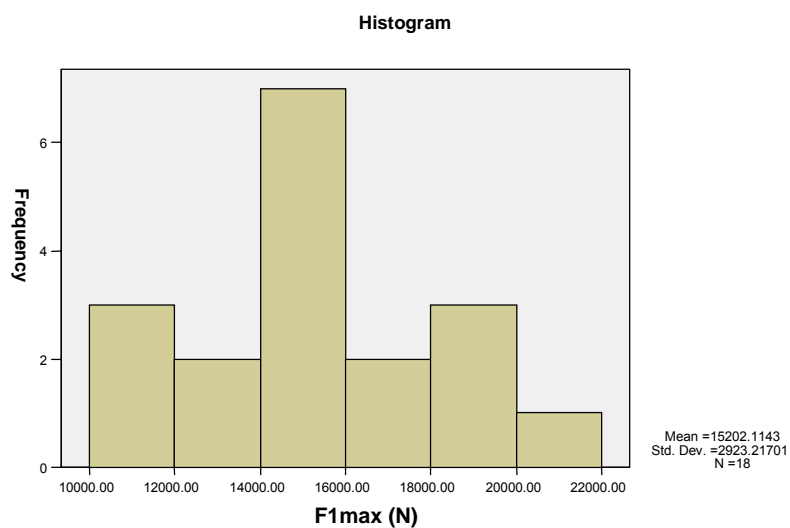


Abb. 6: Histogramm des Kraftmaximums bei Knochen mit einer Keilfraktur

5.5. Analyse des Frakturvorganges

Die folgenden Ausführungen beziehen sich nun nur auf die 32 Knochen, bei denen Frakturen entstanden. Bei der vergleichenden Betrachtung der visuellen Beobachtung der Frakturentstehung auf dem Video und der Auswertung der Diagramme ergaben sich folgenden Tendenzen :

Die Fraktur entstand immer im Bereich der 1. Steigung, d.h. vor dem 1. Knickpunkt und damit im Bereich des 1. Kraftmaximums (Abb. 27, 28)

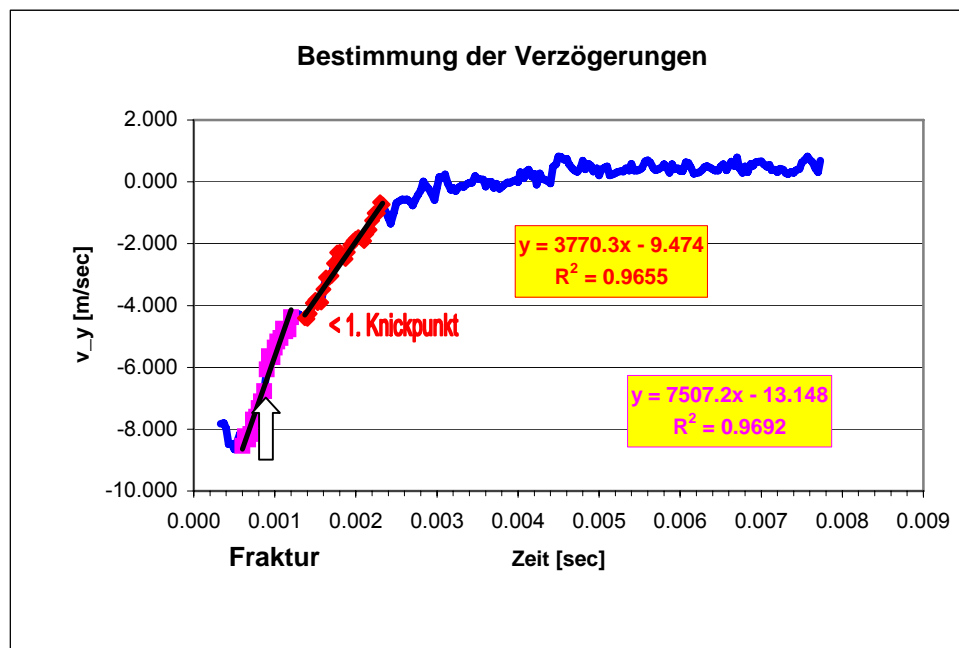


Abb. 27: Diagramm der Verzögerung im Zusammenhang mit der Frakturentstehung

Bei einfachen Frakturen betrug das erste Kraftmaximum F1 durchschnittlich 13736.4 N und die Zeit des ersten Kräfte maximums Ft1 (Tab. 4) lag durchschnittlich bei 0.213 ms.

Bei den Keilfrakturen betrug das erste Kräfte maximum F1 durchschnittlich 15202.12 N und die Zeit des ersten Kräfte maximums Ft1 (Tab. 5) lag durchschnittlich bei 0.064 ms.

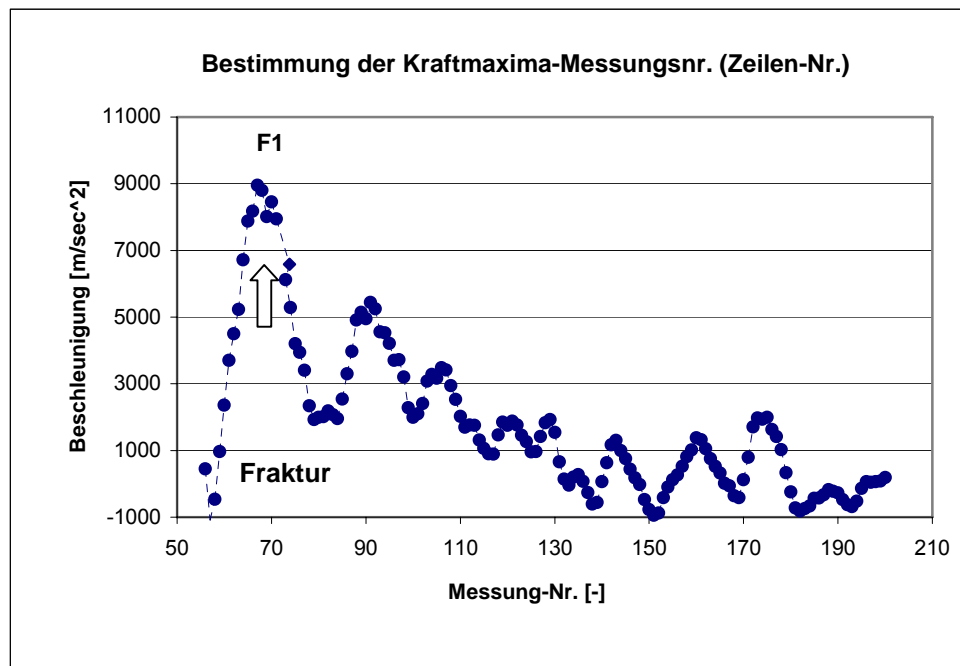


Abb. 28: Diagramm der Kraftmaxima im Zusammenhang mit der Frakturentstehung

Tab. 4: Zeit (ms) bis zur Entstehung des ersten Kräftemaximums bei einfachen Frakturen

Beschreibende					
	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Ft1 (ms)	16	.13	.83	.3121	.2134
Valid n	16				

Ft1: Zeit des ersten Kräftemaximums bei einfachen Frakturen

Tab. 5: Zeit (ms) bis zur Entstehung des ersten Kräftemaximums bei Keilfrakturen

Beschreibende					
	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Ft1 (ms)	18	.10	.37	.2055	.0639
Valid n	18				

Ft1: Zeit des ersten Kräftemaximums bei Keilfrakturen

5.6. Energieverteilung

Abhängigkeit des Knochenschadens von der Energie des Schlagkörpers

Bei einer durchschnittlichen Energie von 57.66 Joule (Tab. 6) war die Wahrscheinlichkeit grösser als 50 %, dass der Knochen einen Schaden erlitt. Damit der Knochen mit nahezu 100 % Sicherheit einen Schaden nahm braucht es eine durchschnittliche Energie von 88.54 Joule.

Tab. 6: Abhängigkeit des Knochenschadens von der Energie des Schlagkörpers

Fallhöhe	kin Energie Aufprall (J)	kein Schaden	Fissuren	Einfach Frakturen	Keil Frakturen	Total
3	43.79	10	8	7	0	25
4	57.66	9	13	3	7	32
5	74.25	6	4	5	6	21
6	88.54	0	6	1	4	11
8	108.72	0	0	0	1	1
Total		25	31	16	18	90

5.7. Kraft und kinetische Energie zum Zeitpunkt des Kraftmaximums

Das Kraftmaximum aller Knochen zeigt einen durchschnittlichen Wert von 15'254.2 N (Tab. 7, Abb. 29) und die durchschnittliche kinetische Energie lag bei 39.26 Joule (Abb. 30).

Tab. 7: Kraft (N) und kinetische Energie (J) zum Zeitpunkt des Kraftmaximums

Beschreibende					
	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
F1max (N)	90	6335.0	22754.5	15254.2	3162.6449
kEF1 (J)	90	7.20	66.44	39.265	12.2922
Valid n	90				

F1max: 1. Kräftermaximum

kEF1: kinetische Energie zum Zeitpunkt des ersten Kräftermaximums

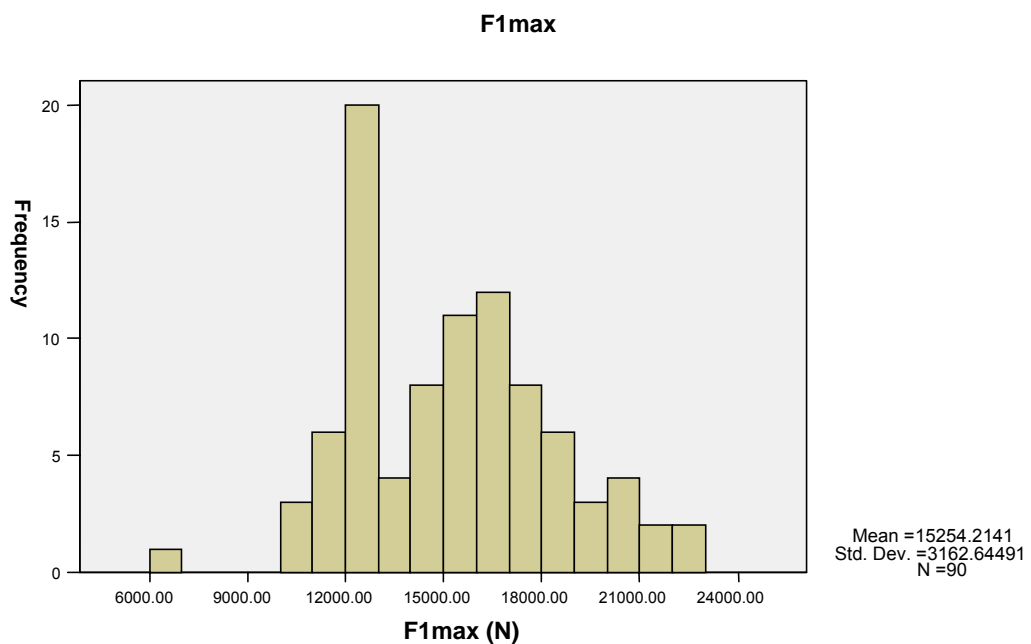


Abb. 29: Histogramm des ersten Kraftmaximums (N) bei allen Knochen

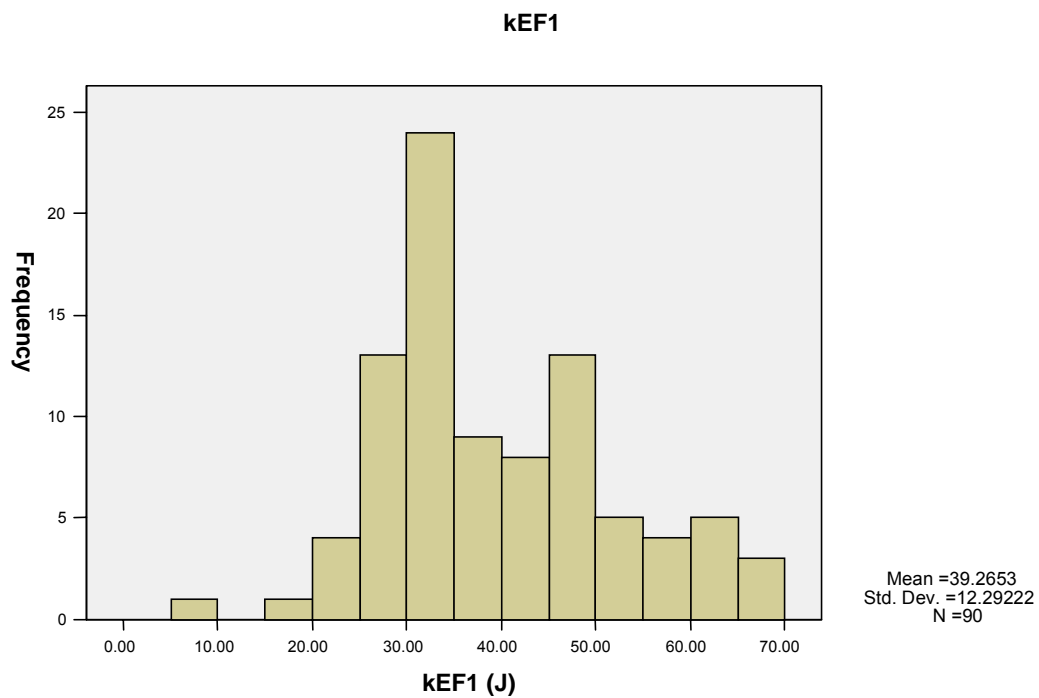


Abb. 30: Histogramm der kinetischen Energie (J) zum Zeitpunkt des Kraftmaximums 1 bei allen Knochen

5.7.1. Knochen ohne Schaden

Das durchschnittliche Kraftmaximum bei Knochen ohne makroskopischen Schaden lag bei 15'373.01 N (Tab. 8, Abb. 31) und die durchschnittlich kinetische Energie bei 33.72 Joule (Abb. 32).

Tab. 8: Kraft und kinetische Energie zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums bei Knochen ohne Schaden

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
F1max (N)	25	11752.35	19337.20	15373.0745	2348.89318
KEF1 (J)	25	20.71	51.13	33.7210	9.19050
Valid n (listwise)	25				

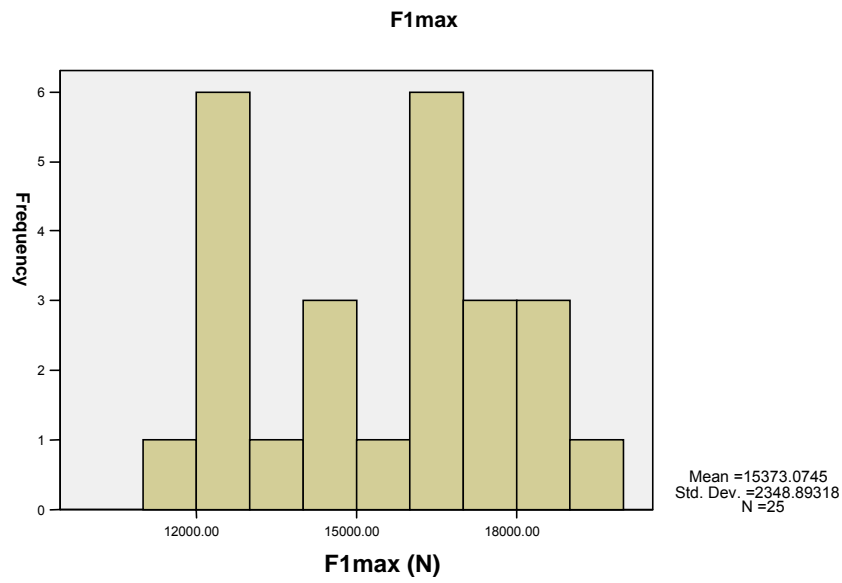


Abb. 31: Histogramm des ersten Kraftmaximums (N) bei Knochen ohne Schaden

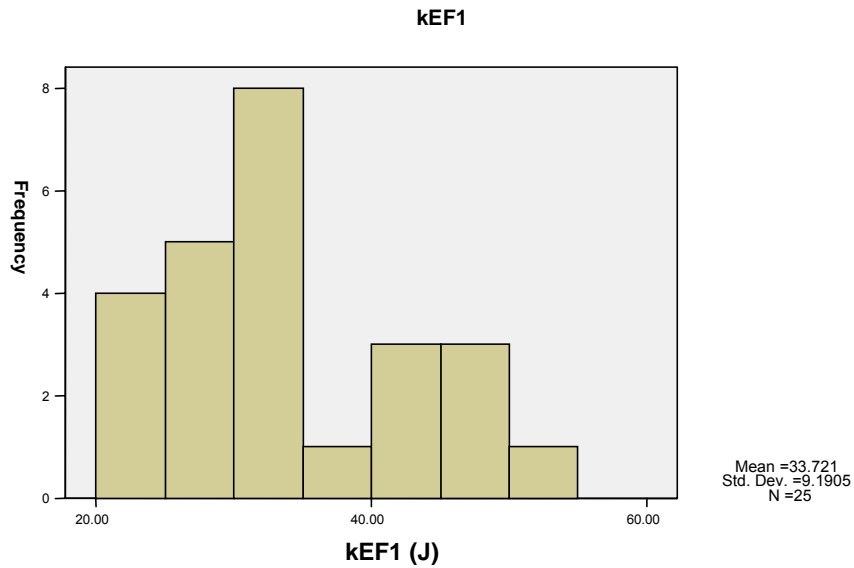


Abb. 32: Histogramm der kinetischen Energie (J) zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums bei Knochen ohne Schaden

5.7.2. Fissuren

Bei den Knochen mit einer Fissur betrug das durchschnittliche Kraftmaximum 15'972.2 N (Tab. 9, Abb. 33) und die durchschnittliche kinetische Energie 39.38 Joule (Abb. 34).

Tab. 9: Kraft (N) und kinetische Energie (J) zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums bei Knochen mit Fissuren

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
F1max (N)	31	11168.90	22754.55	15972.0041	3408.95209
KEF1 (J)	31	18.78	63.75	39.3783	11.36908
Valid n	31				

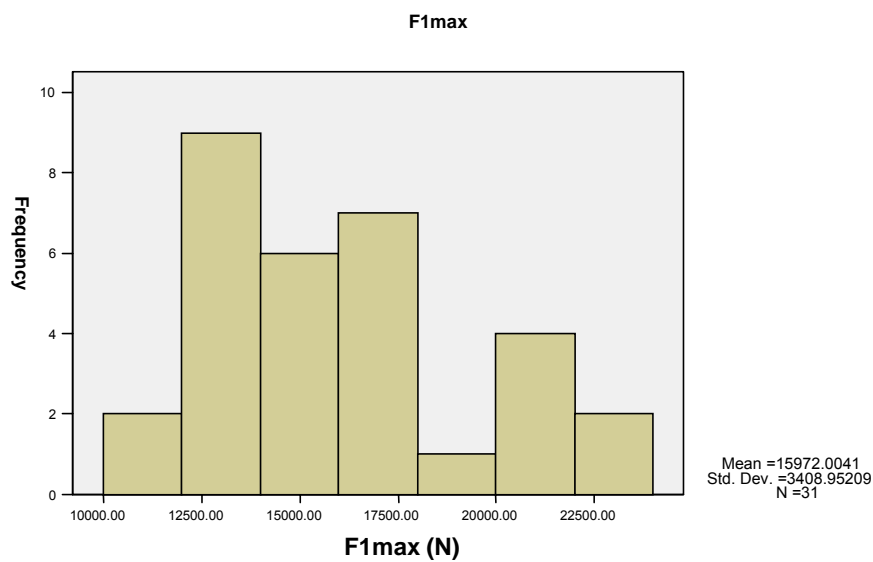


Abb. 33: Histogramm des ersten Kraftmaximums (N) bei Knochen mit einer Fissur

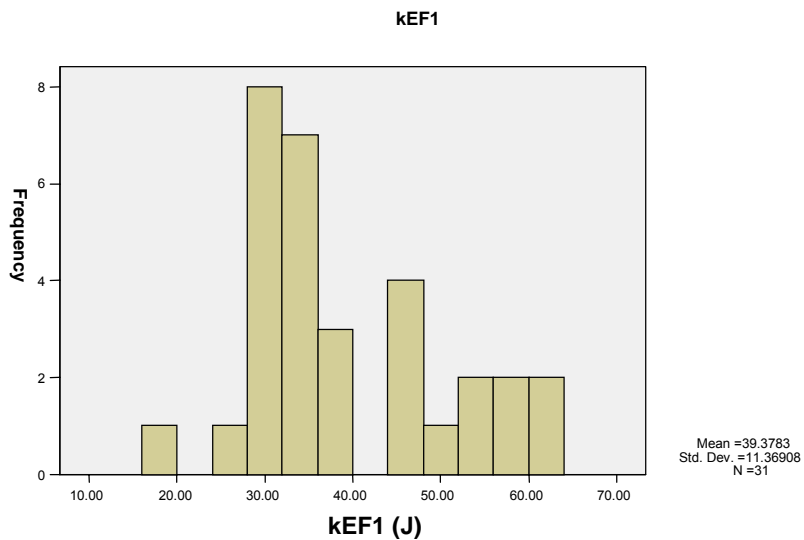


Abb. 34: Histogramm der kinetischen Energie (J) zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums bei Knochen mit einer Fissur

5.7.3. Einfache Frakturen

Bei den Knochen mit einer einfachen Fraktur lag das Kräfte maximum durchschnittlich bei 13'736.39 N (Tab. 10, Abb. 35) und die durchschnittliche kinetische Energie bei 37.78 Joule (Abb. 36).

Tab. 10: Kraft und kinetische Energie zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums bei Knochen mit einfachen Frakturen

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
F1max (N)	16	6335.00	21587.65	13736.3890	3747.53182
kEF1 (J)	16	7.20	65.62	37.7848	14.92765
Valid n	16				

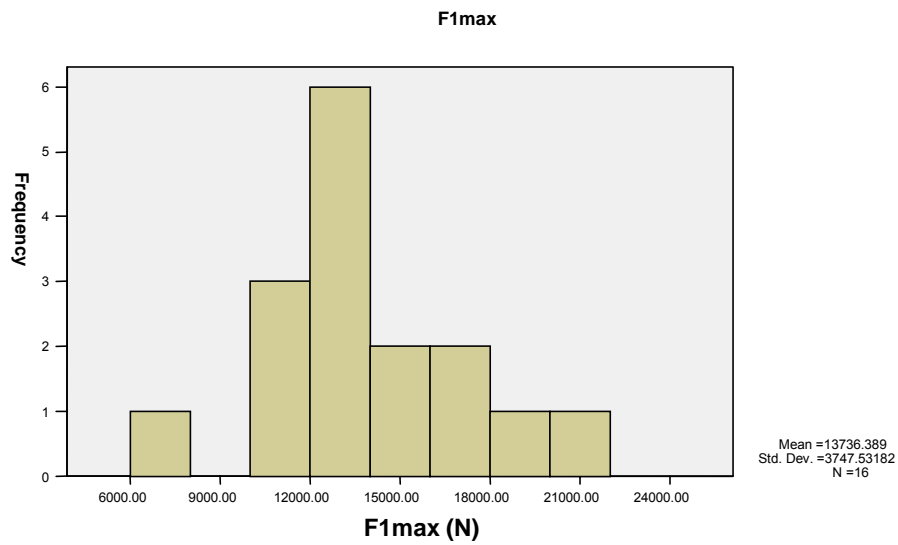


Abb. 35: Histogramm des ersten Kraftmaximums (N) bei Knochen mit einfacher Fraktur

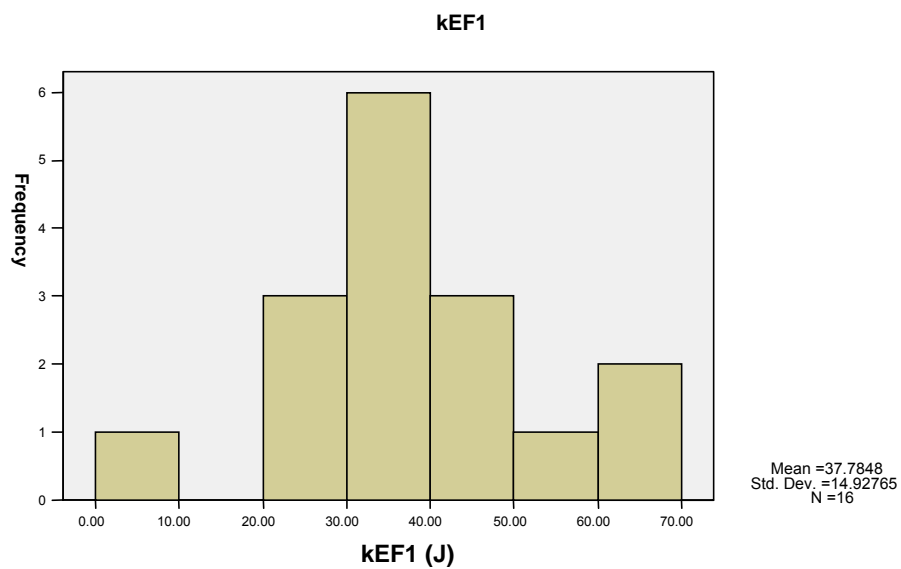


Abbildung 36: Histogramm der kinetischen Energie (J) zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums bei Knochen mit einfacher Fraktur

5.7.4. Keilfrakturen

Das durchschnittliche Kraftmaximum bei Knochen mit einer Keilfraktur lag bei 15'202.11 N (Tab. 11, Abb. 37). Die durchschnittliche kinetische Energie im Knochen zum Zeitpunkt des Kraftmaximums betrug 48.08 Joule (Abb. 38).

Tab. 11: Kraft (N) und kinetische Energie (J) zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums bei Knochen mit Keilfrakturen

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
F1max (N)	18	10252.05	20254.05	15202.1143	2923.21701
kEF1 (J)	18	30.81	66.44	48.0870	10.83483
Valid n (listwise)	18				

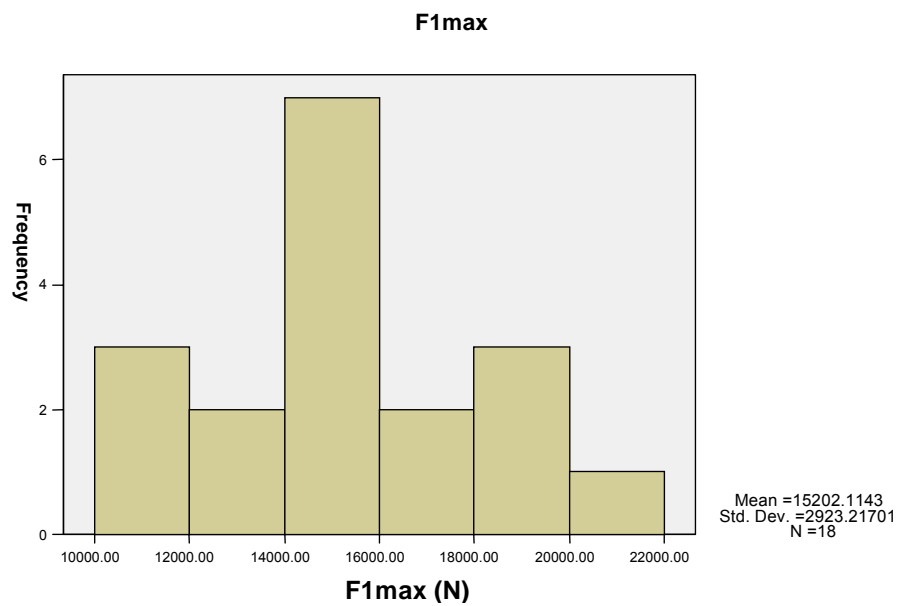


Abb. 37: Histogramm des ersten Kraftmaximums (N) bei Knochen mit Keilfraktur

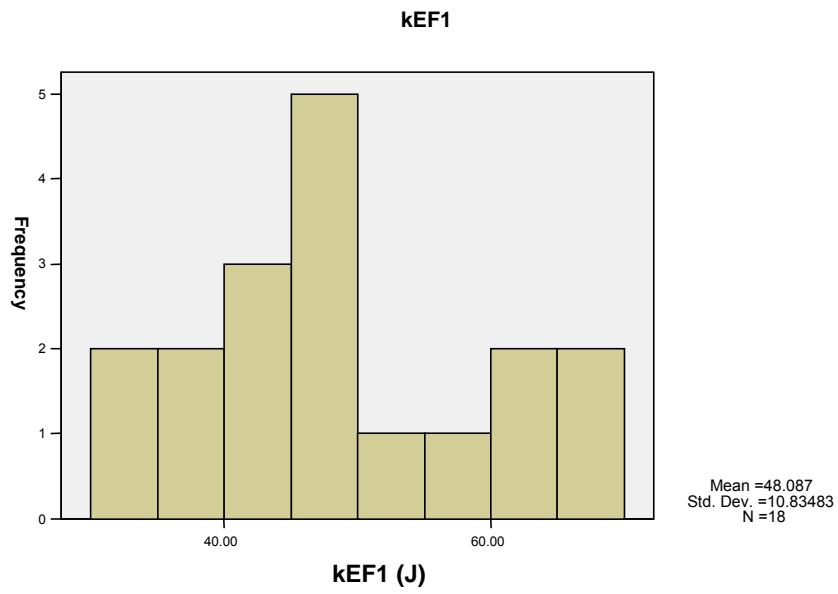


Abb. 38: Histogramm der kinetischen Energie (J) zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums bei Knochen mit Keilfraktur

5.8. Aufprallgeschwindigkeit, Impuls und kinetische Energie des Fallkörpers beim Aufprall

5.8.1. Knochen ohne Schaden

Bei den Knochen die keinen makroskopischen Schaden aufwiesen, betrugen die durchschnittliche Aufprallgeschwindigkeit 7.39 m/s und der durchschnittliche Impuls 14.79 N/s (Tab. 12). Die durchschnittliche kinetische Energie beim Aufprall lag bei 55.24 Joule (Tab. 12).

Tab. 12: Aufprallgeschwindigkeit (m/s), Impuls (N/s) und kinetische Energie (J) beim Aufprall von Knochen ohne Schaden

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Aufv (m/s)	25	6.41	8.59	7.3967	.74203
ImpA (N/s)	25	12.82	17.19	14.7934	1.48405
KEAufp (J)	25	41.09	73.84	55.2395	11.12189
Valid n (listwise)	25				

Aufv: Aufprallgeschwindigkeit
 ImpA: Impuls beim Aufprall
 KEAufp: kinetische Energie beim Aufprall

5.8.2. Fissuren

Die durchschnittliche Aufprallgeschwindigkeit bei den Knochen mit einer Fissur betrug 7.71 m/s, der durchschnittliche Impuls lag bei 15.41 N/s und die durchschnittliche kinetische Energie des Fallkörpers beim Aufprall bei 60.28 Joule (Tab. 13).

Tab. 13: Aufprallgeschwindigkeit (m/s), Impuls (N/s) und kinetische Energie (J) beim Aufprall von Knochen mit Fissuren

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Aufv (m/s)	31	6.38	9.48	7.7070	.95486
ImpA (N/s)	31	12.77	18.97	15.4140	1.90973
KEAufp (J)	31	40.74	89.92	60.2801	15.31002
Valid n (listwise)	31				

5.8.3. Frakturen

Bei den Knochen mit einer Fraktur betrug die durchschnittliche Aufprallgeschwindigkeit 7.96m/s und der durchschnittliche Impuls 15.93 N/s (Tab. 14). Der Fallkörper hatte beim Aufprall eine durchschnittliche kinetische Energie von 64.72 Joule (Tab. 14).

Tab. 14: Aufprallgeschwindigkeit (m/s), Impuls (N/s) und kinetische Energie (J) beim Aufprall von Knochen mit Frakturen

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Aufv (m/s)	34	6.09	10.43	7.9671	1.13421
ImpA (N/s)	34	12.18	20.85	15.9343	2.26842
KEAufp (J)	34	37.09	108.72	64.7239	18.56438
Valid n (listwise)	34				

5.8.4. Einfache Frakturen

Bei der Entstehung einer einfachen Fraktur betrug die durchschnittliche Aufprallgeschwindigkeit 7.49 m/s, der durchschnittliche Impuls 14.97 N/s und die durchschnittliche kinetische Energie 57.41 Joule (Tab. 15).

Tab. 15: Aufprallgeschwindigkeit (m/s), Impuls (N/s) und kinetische Energie (J) beim Aufprall von Knochen mit einfachen Frakturen

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Aufv (m/s)	16	6.09	10.43	7.4884	1.19103
ImpA (N/s)	16	12.18	20.85	14.9768	2.38207
KEAufp (J)	16	37.09	108.72	57.4057	19.21442
Valid n (listwise)	16				

5.8.5. Keilfrakturen

Bei den Knochen mit einer Keilfraktur, lag die durchschnittliche Aufprallgeschwindigkeit bei 8.39 m/s, der durchschnittliche Impuls bei 16.78 N/s und die durchschnittliche kinetische Energie des Fallkörpers bei 71.23 Joule (Tab. 16).

Tab. 16: Aufprallgeschwindigkeit (m/s), Impuls (N/s) und kinetische Energie (J) beim Aufprall von Knochen mit Keilfrakturen

Beschreibende Statistik

	n	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Aufv (m/s)	18	7.16	10.05	8.3927	.91544
ImpA (N/s)	18	14.32	20.09	16.7854	1.83089
KEAufp (J)	18	51.25	100.94	71.2290	15.74894
Valid n (listwise)	18				

5.9. Zusammenhänge der Kräfte und der Energien

Zusammenhang zwischen der Beschädigung des Knochens und der Aufprallgeschwindigkeit des Fallkörpers sowie dem Impuls und der kinetischen Energie des Fallkörpers beim Aufprall

Die Untersuchung des Zusammenhangs in Tab. 17 zeigte, dass zwischen der Beschädigung des Knochens und der Aufprallgeschwindigkeit eine negative Korrelation existiert. (Vgl. Abbildung paired samples Correlations). *Die negative Korrelation kommt aufgrund der unterschiedlichen Vorzeichen zustande. Die Aufprallgeschwindigkeit ist wegen der Richtung des Fallkörpers negativ.* Der Zusammenhang zwischen Beschädigung und Aufprallgeschwindigkeit ist mit einem p-Wert von 0,004 signifikant. Die Aufprallgeschwindigkeit, der Impuls beim Aufprall und die kinetische Energie beim Aufprall zeigten eine Korrelation die signifikant war mit dem Grad der Beschädigung des Knochens.

Die Tabelle 17 zeigt den **signifikanten** Zusammenhang zwischen der Beschädigung und der Aufprallgeschwindigkeit ($p = 0.004$).

Tab. 17: Zusammenhang zwischen der Beschädigung des Knochens und der Aufprallgeschwindigkeit des Fallkörpers

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Beschä	2.30	90	1.086	.114
	Aufv	-	90	.9927	.1046

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair	Beschäd &	90	-.298	.004

Beschädigung: Beschädigung des Knochens
Aufv: Aufprallgeschwindigkeit

Die Tabelle 18 zeigt den **signifikanten** Zusammenhang zwischen der Beschädigung und dem Impuls beim Aufprall ($p = 0.004$).

Tab. 18: Zusammenhang zwischen der Beschädigung des Knochens und dem Impuls beim Aufprall

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Beschä	2.30	90	1.086	.114
	Imp	-	90	1.9855	.2092

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair	Beschäd &	90	-.298	.004

Beschäd: Beschädigung des Knochens
Imp A: Impuls beim Aufprall

Die Tabelle 19 zeigt den **signifikanten** Zusammenhang zwischen der Beschädigung und der kinetische Energie beim Aufprall ($p = 0.004$).

Tab. 19: Zusammenhang zwischen der Beschädigung des Knochens und der kinetischen Energie beim Aufprall

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Beschä	2.30	90	1.086	.114
	kEAuf	60.558	90	15.9610	1.6824

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair	Beschäd &	90	.303	.004

kEAufp: kinetische Energie beim Aufprall

Der Impuls beim Aufprall und die kinetische Energie beim Aufprall, waren beide abhängig von der Geschwindigkeit beim Aufprall. Aus diesem Grund müssten die Korrelationen aus den Tabellen 17, 18 und 19 alle die **gleiche Signifikanz** aufweisen.

5.10. Korrelationen mit der Beschädigung des Knochens

5.10.1. Zusammenhang zwischen Beschädigung und Knochen

Die folgende Tabelle 20 zeigt, dass die Korrelation zwischen dem Beschädigungstyp und dem Knochen **signifikant** war ($p = 0.00012$).

Die Kreuztabelle zeigt, dass die Tibia mehr Keilfrakturen aufwies und der Radius mehr Fissuren.

Tab. 20: Zusammenhang zwischen dem Beschädigungstyp und Knochen

Kreuztabelle

		Beschäd				Total
		kein Schaden	Fissur	einfache Fraktur	Keilfraktur	
Knochen	Tibia	7	7	10	14	38
	Radius	18	24	6	4	52
Total		25	31	16	18	90

Paired Samples

		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Knoche	1.58	90	.497	.052
	Beschä	2.30	90	1.086	.114

Paired Samples

		n	Correlation	Sig.
Pair	Knochen &	90	-.408	.000

5.10.2. Zusammenhang zwischen Beschädigung und Gliedmassen (re/li)

Die folgende Auswertung zeigt, dass es keine Korrelation gibt zwischen der Beschädigung des Knochens und den Gliedmassen (re oder li) ($p = 0.403$) (Tab. 21).

Tab. 21: Zusammenhang zwischen Beschädigungstyp und Gliedmassen

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Glied	1.57	90	.498	.053
	Beschä	2.30	90	1.086	.114

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair 1	Gliedm & Beschä	90	-.089	.403

5.10.3. Zusammenhang zwischen Beschädigung und Alter

Die Statistik der Tabelle 22 zeigt auf, dass das Alter keinen Einfluss auf den Grad der Beschädigung des Knochens hat. ($p = 0.112$) (Tab. 22).

Tab. 22: Zusammenhang zwischen Beschädigungstyp und Alter

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Alter	12.83	90	4.696	.495
	Beschä	2.30	90	1.086	.114

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair 1	Alter & Beschä	90	.169	.112

5.10.4. Zusammenhang zwischen Beschädigung und Geschlecht

Zwischen dem Geschlecht und der Beschädigung des Knochens gab es keine signifikante Korrelation ($p = 0.106$) (Tab. 23).

Tab. 23: Zusammenhang zwischen Beschädigungstyp und Geschlecht

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Gesch	1.46	90	.501	.053
	Beschä	2.30	90	1.086	.114

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair	Geschl &	90	-.172	.106

Geschl: Geschlecht

5.11. Korrelationen mit dem Kraftmaximum

5.11.1. Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt des Kraftmaximums und dem Zeitpunkt der Frakturentstehung

Es bestand kein Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt der Entstehung des Kraftmaximums und dem Zeitpunkt der Frakturentstehung ($p = 0.155$) (Tab. 24).

Tab. 24: Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt des Kraftmaximums und dem Zeitpunkt der Frakturentstehung

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	ZeitpF	.5152	33	.3808	.0663
	Ft1	.2150	33	.1184	.0206

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair	ZeitpFx &	33	.253	.155

ZeitpFx: Zeitpunkt Fraktur

Ft1: Zeitpunkt der Entstehung des 1. Kraftmaximums

5.11.2. Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Knochen

Es bestand keine signifikante Korrelation zwischen dem Kraftmaximum und dem Knochen ($p = 0.579$) (Tab. 25).

Tab. 25: Zusammenhang zwischen dem Kraftmaximum und den Knochen (Radius/Tibia)

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Knochen	1.58	90	.497	.052
	F1ma	15254.2	90	3162.6449	333.3720

Paired Samples			
		n	Correlation
Pair	Knochen &	90	-.059
			.579

5.11.3. Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Gliedmassen (rechts/links)

Der P - Wert von 0.057 war nicht signifikant also gab es keine Korrelation zwischen dem Kraftmaximum und den Gliedmassen (Abb. 26).

Tab. 26: Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Gliedmassen

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Glied	1.57	90	.498	.053
	F1ma	15254.2	90	3162.6449	333.3720

Paired Samples			
		n	Correlation
Pair	Gliedm &	90	-.201
			.057

5.11.4. Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Geschlecht

Es gab keine signifikante Korrelation zwischen dem Kraftmaximum und dem Geschlecht ($p = 0.057$) (Tab. 27).

Tab. 27: Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Geschlecht

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Gesch	1.46	90	.501	.053
	F1ma	15254.2	90	3162.6449	333.3720

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair	Geschl &	90	-.202	.057

5.11.5. Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Alter

Der P - Wert von 0.004 wies auf eine signifikante Korrelation zwischen dem Kraftmaximum und dem Alter der Pferde hin (Tab. 28). Das Kraftmaximum, das zur Frakturensteherung nötig ist, nimmt mit dem Alter signifikant ab.

Tab. 28: Zusammenhang zwischen Kraftmaximum und Alter

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Alter	12.83	90	4.696	.495
	F1ma	15254.2	90	3162.6449	333.3720

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair	Alter &	90	-.301	.004

5.12. Korrelationen mit dem Zeitpunkt der Frakturentstehung

5.12.1. Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt der Frakturentstehung und dem Knochen (Tibia/Radius)

Es gab keine signifikante Korrelation zwischen dem Zeitpunkt der Frakturentstehung und dem Knochen ($p = 0.303$) (Tab. 29).

Tab. 29: Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt der Frakturentstehung und dem Knochen

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Knoche	1.30	33	.467	.081
	ZeitpF	.5152	33	.3808	.0663

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair 1	Knochen & ZeitpF	33	-.185	.303

5.12.2. Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt der Frakturentstehung und den Gliedmassen (links/rechts)

Zwischen dem Zeitpunkt der Frakturentstehung und den Gliedmassen gab es keine signifikante Korrelation ($p = 0.432$) (Tab. 30).

Tab. 30: Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt der Frakturentstehung und den Gliedmassen

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Glied	1.52	33	.508	.088
	ZeitpF	.5152	33	.3808	.0663

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair 1	Gliedm & ZeitpF	33	.142	.432

5.12.3. Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt des Knicks und dem Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums

Der Zeitpunkt des Knicks korrelierte mit dem Zeitpunkt des 1. Kraftmaximums ($p = 0.001$). Das Diagramm der Kräfte maxima war abgeleitet aus dem Verzögerungsdiagramm und deshalb sollte der Zeitpunkt des Knicks mit dem des Kraftmaximums übereinstimmen (Tab. 31).

Tab. 31: Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt des Knickes und dem Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums

Paired Samples					
		Mean	n	Std. Deviation	Std. Mean
Pair 1	Zeitpk	.5925	90	.2171	.0228
	Ft1	.2407	90	.1176	.0124

Paired Samples				
		n	Correlation	Sig.
Pair	Zeitpkn &	90	.542	.001

Zeitpkn : Zeitpunkt des Knickes

5.13. Beschreibende Beurteilung der Resultate der Tracking Diagramme

5.13.1. Resultate von Knochen ohne Schaden (R)

Die Diagramm-Auswertungen von den Knochen ohne makroskopischen Schaden, zeigen folgende Tendenzen:

Das Diagramm der Bestimmung der Verzögerung (Abb. 39) zeigte, dass die erste Steigung gleich steil oder nur wenig steiler ist als die zweite Steigung. $F1 / F2$ ergab 0.956, d.h. annähernd 1 oder kleiner 1.

Die Statistik zeigt, dass $F2$ im Durchschnitt wenig grösser war als $F1$. Dies rührte daher, dass es äusserst schwierig war, die Knochen mit Fissuren von den Knochen ohne makroskopischen Schaden zu unterscheiden. Es gab in dieser Gruppe 3 Ausreisser, die als Knochen ohne Schaden eingeteilt wurden, jedoch ein höheres $F2$ als $F1$ aufweisen, was wiederum gemäss unserer Beobachtung auf einen Knochen mit einer Fissur hinwies. Diese 3 Ausreisser erhöhten den Mittelwert von $F2$ derart, dass auch die Endsumme höher war als $F1$.

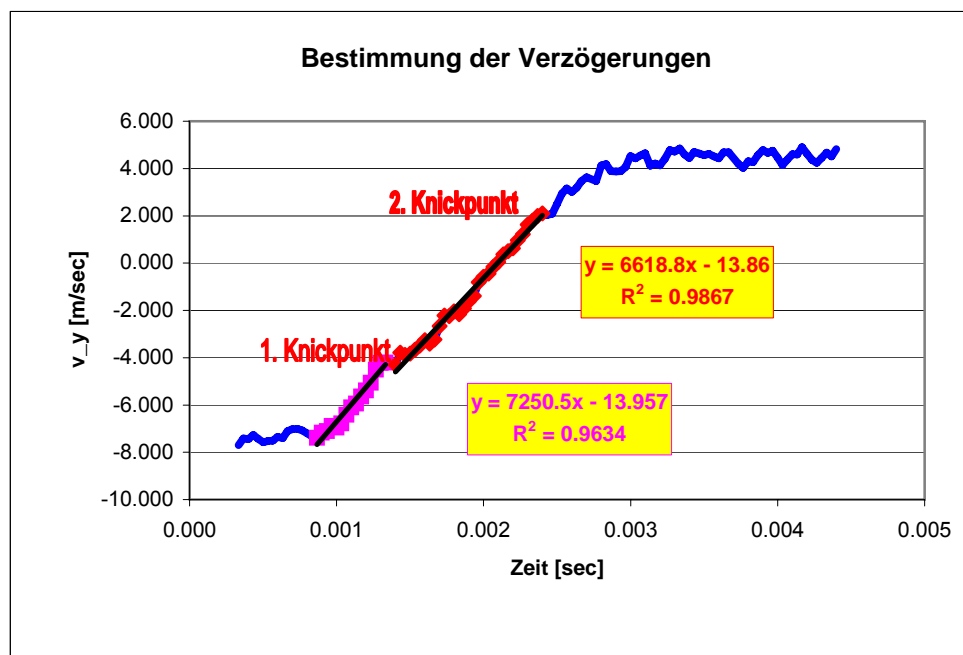


Abb. 39: Diagramm der Verzögerung eines Knochens ohne Schaden

Das erste Kraftmaximum betrug 15'373.07 N und das zweite 16'073.21 N (Abb. 40). Ohne diese 3 Ausreisser läge das zweite Kraftmaximum bei 15'212.03 N.

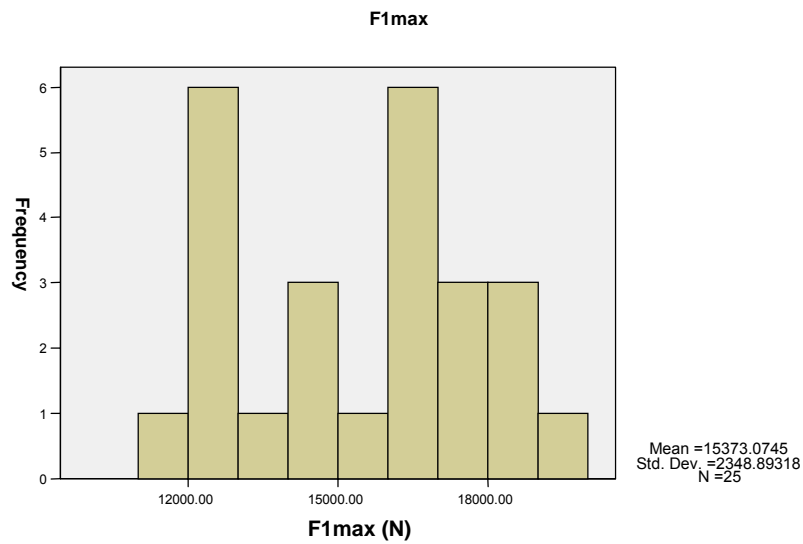


Abb 40: Histogramm des ersten Kraftmaximums von Knochen ohne Schaden

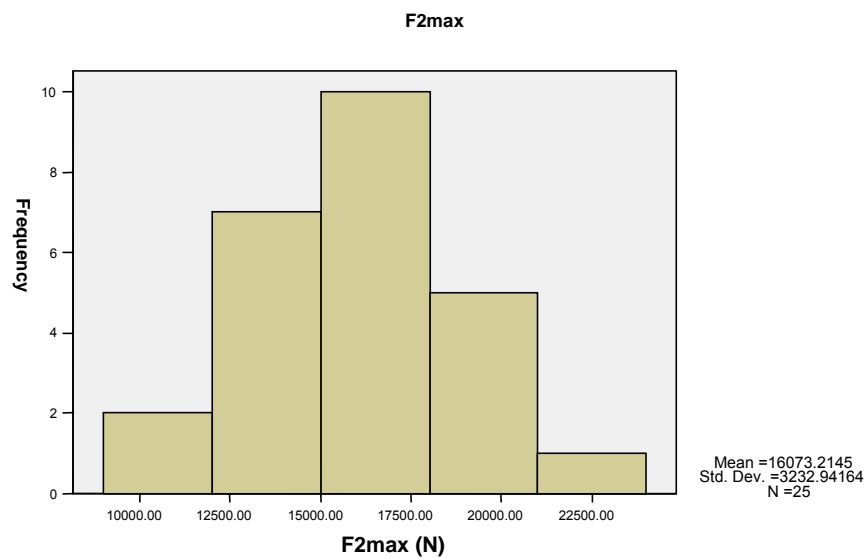


Abb 41: Histogramm des zweiten Kraftmaximums von Knochen ohne Schaden

Das Diagramm der Kraftmaxima (Abb 42) zeigte, dass bei Knochen ohne Schaden das 1. Kraftmaximum **F1** in der Regel einen grösseren Ausschlag zeigte als das 2. Kraftmaximum **F2**. Die Spitze des ersten Kraftmaximums war ausserdem spitzer als die des zweiten Kraftmaximums.

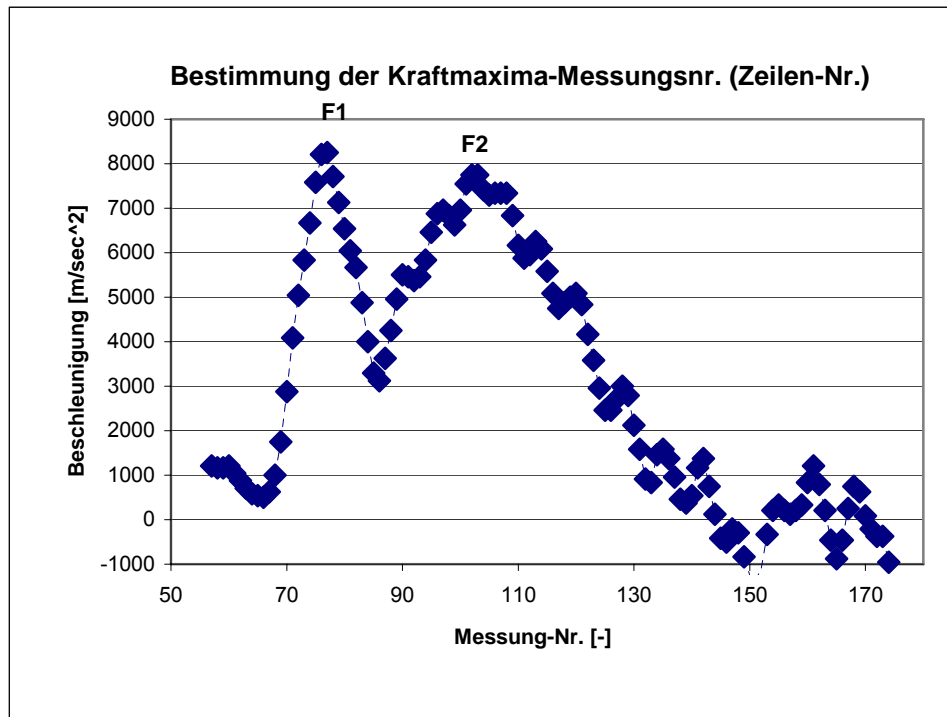


Abb. 42: Diagramm der Kraftmaxima von Knochen ohne Schaden

Der Zeitabstand vom Aufprall bis zum Kraftmaximum 1 und 2 betrug 0.2493 ms (Abb. 43) bzw. 1.1506 ms (Abb. 44).

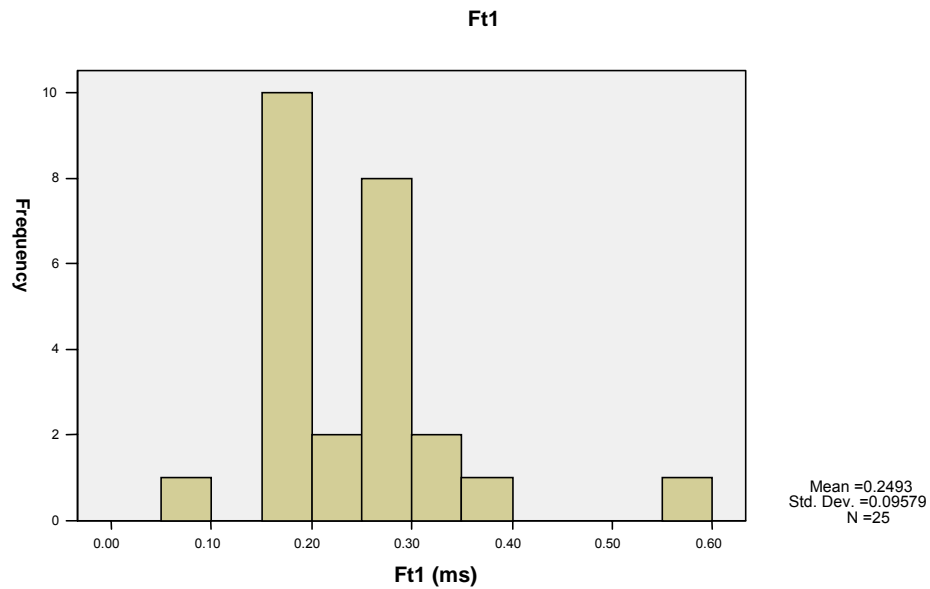


Abb. 43: Histogramm vom Zeitpunkt der Entstehung des ersten Kraftmaximums bei Knochen ohne Schaden

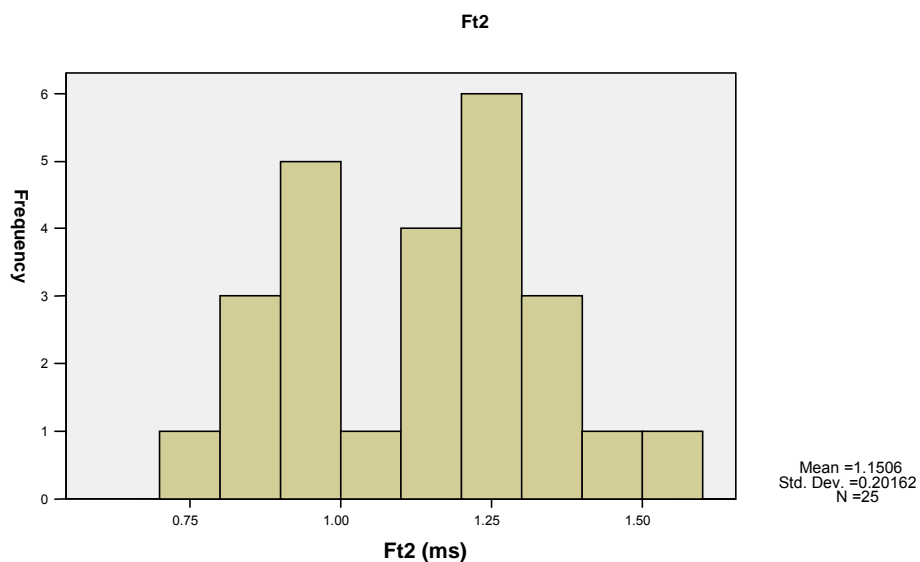


Abb. 44: Histogramm vom Zeitpunkt der Entstehung des zweiten Kraftmaximums bei Knochen ohne Schaden

5.13.2. Resultate von Knochen mit Fissuren (O)

Das Diagramm der Bestimmung der Verzögerung (Abb. 45) bei Knochen mit Fissuren zeigte die Tendenz, dass die 2. Steigung immer wenig steiler war als die 1. Steigung. So war auch hier $F1 / F2 = 0.91$ kleiner 1. Der Unterschied zu den Knochen ohne Schaden bestand darin, dass das 2. Kraftmaximum einen stärkeren Ausschlag zeigte.

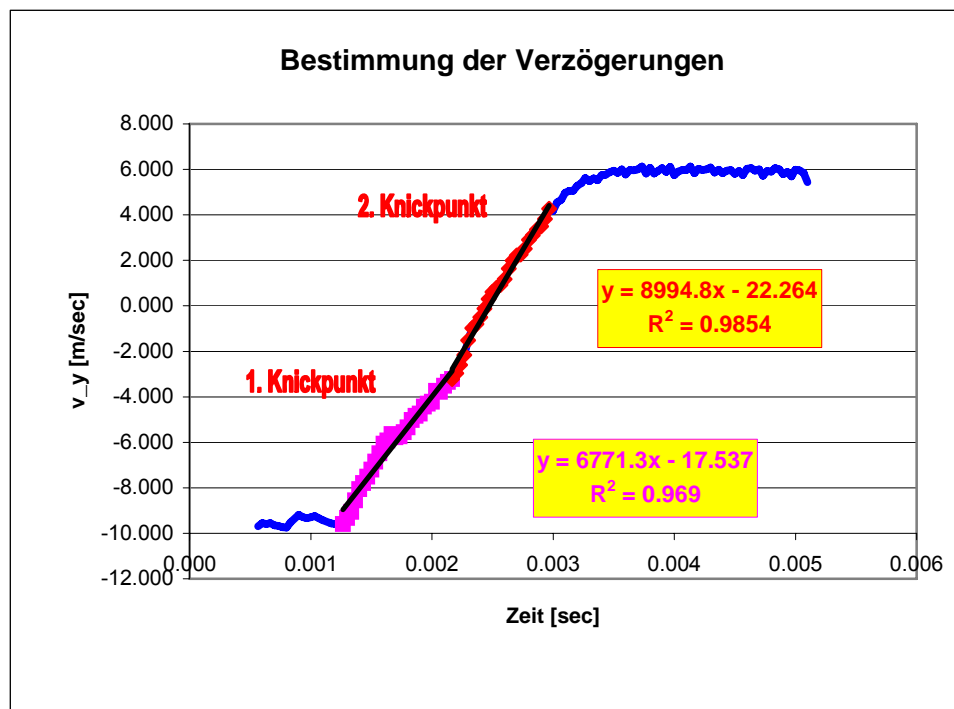


Abb. 45: Diagramm der Verzögerung eines Knochens mit Fissur

Das erste Kraftmaximum betrug 15'972.00 N (Abb. 46) und das zweite Kraftmaximum 17'525.37 N (Abb. 47).

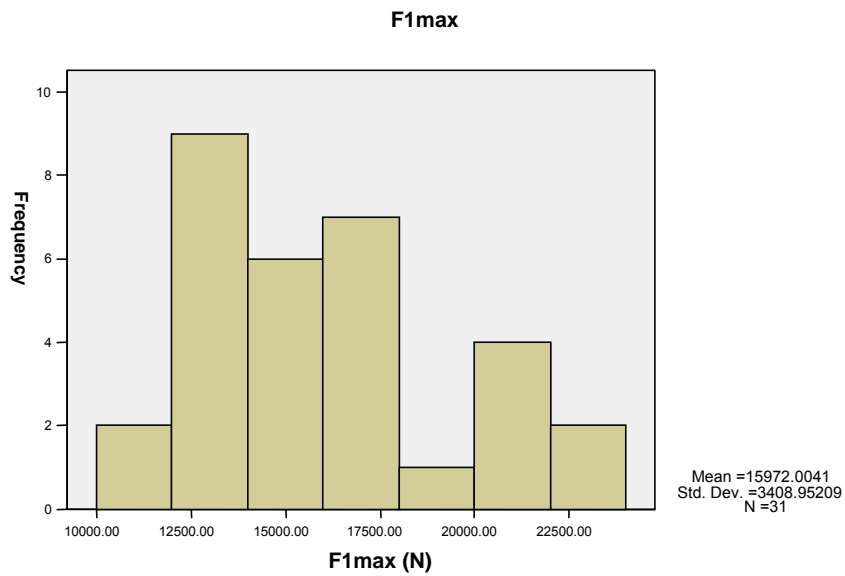


Abb. 46: Histogramm des ersten Kraftmaximums bei Knochen mit Fissuren

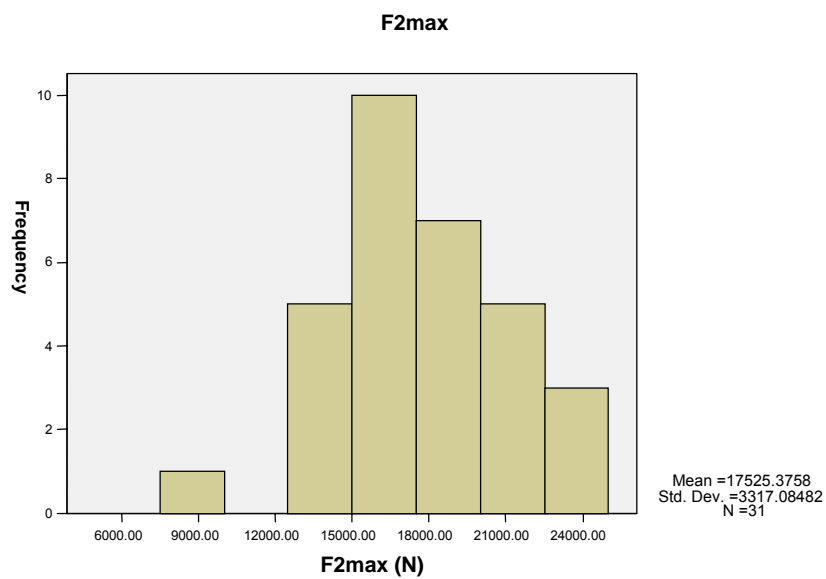


Abb. 47: Histogramm vom zweiten Kraftmaximum von Knochen mit Fissuren

Dementsprechend zeigte der Knochen mit einer Fissur, dass **F1** (1. Kraftmaximum) kleiner war als **F2** (2. Kraftmaximum) (Abb. 48).

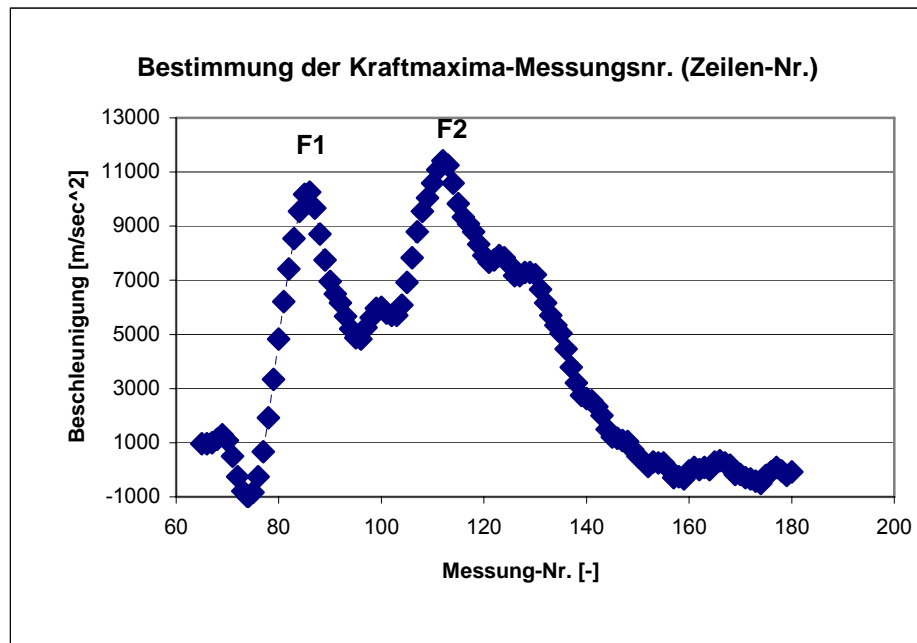


Abb. 48: Diagramm der Kraftmaxima eines Knochens mit Fissur

Der Zeitabstand vom Aufprall bis zu den Kraftmaxima 1 und 2 betrug 0.217 ms (Abb. 49) bzw. 1.117 ms (Abb. 50).

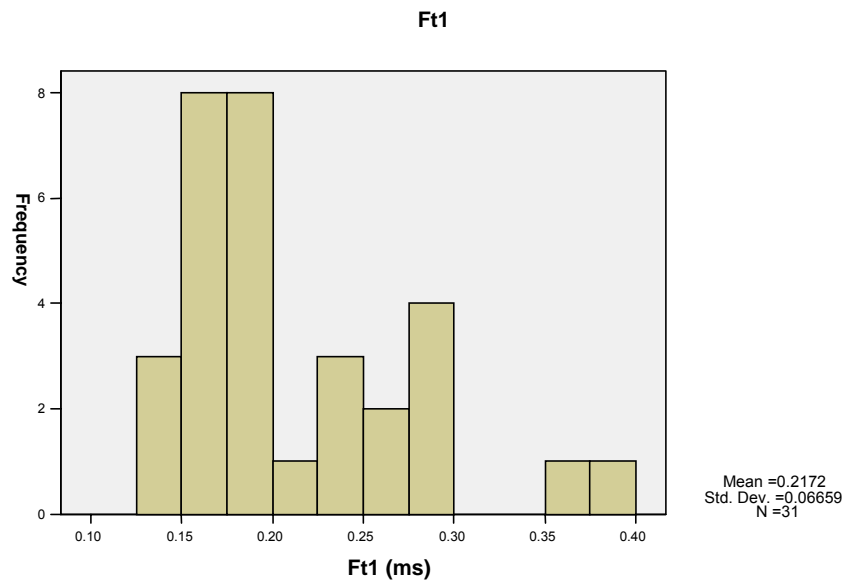


Abb. 49: Histogramm des Zeitabstandes vom Aufprall bis zur Entstehung des ersten Kraftmaximums

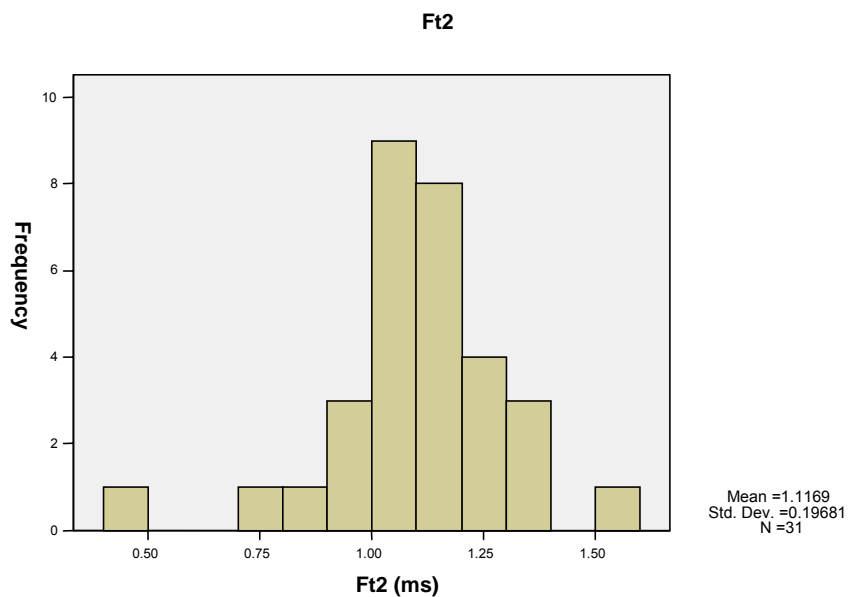


Abb. 50: Histogramm des Zeitabstandes vom Aufprall bis zur Entstehung des zweiten Kraftmaximums

5.13.3. Resultate der Knochen mit einer Fraktur

Die Diagramm-Auswertung der Knochen mit einer Fraktur zeigen folgende Tendenzen.

Das Diagramm der Bestimmung der Verzögerung zeigte, dass bei diesen Knochen die 1. Steigung immer steiler war als die 2. Steigung (Abb. 51). $F1 / F2 = 1.58$, d.h. der Wert immer grösser war als 1.

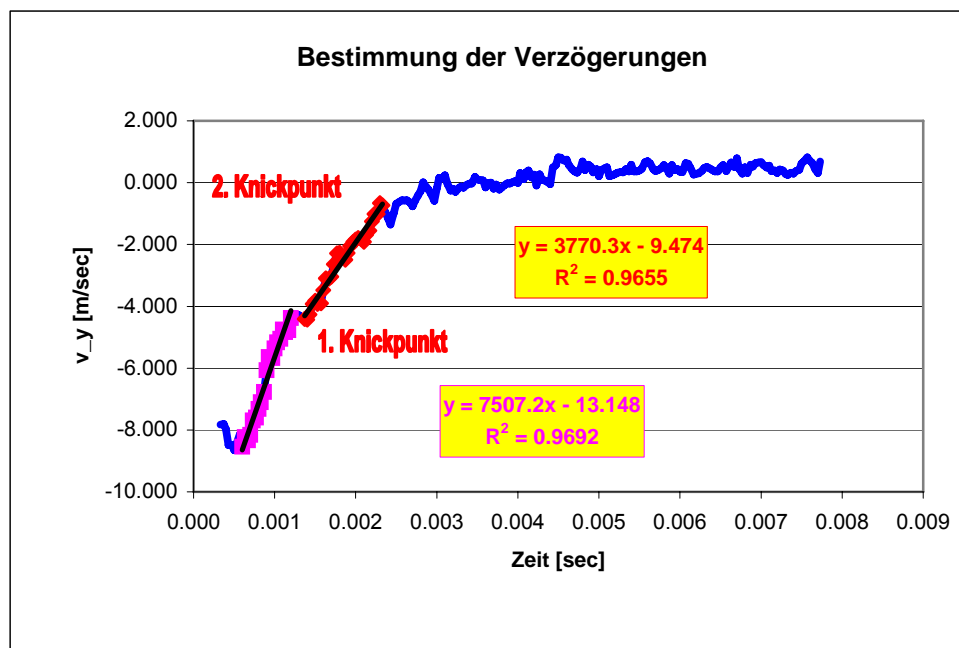


Abb. 51: Diagramm der Verzögerung von einem Knochen mit einer Fraktur

Das erste Kraftmaximum F1 betrug 14'512.36 N (Abb. 52) und das zweite Kraftmaximum 9'042.49 N (Abb. 53).

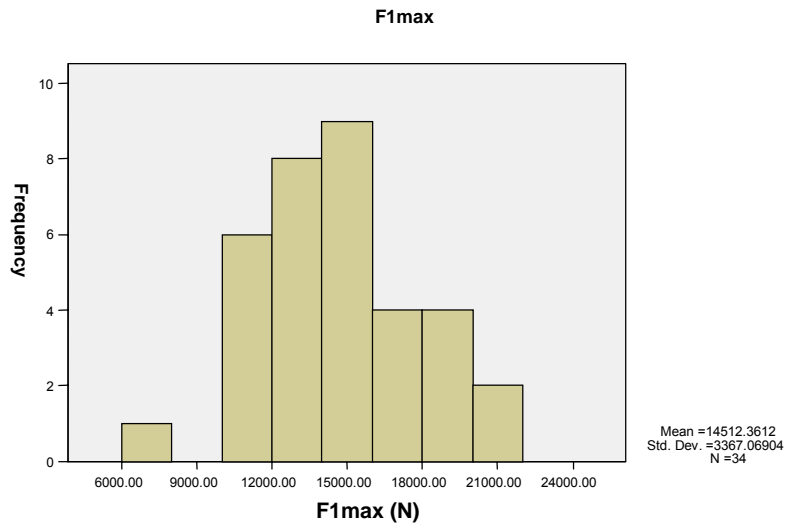


Abb. 52: Histogramm des ersten Kraftmaximums bei Knochen mit einer Fraktur

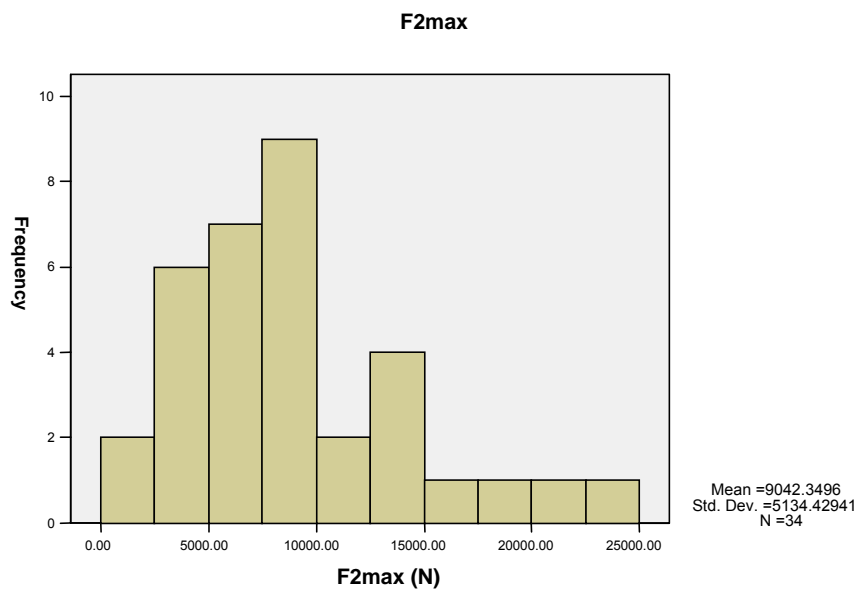


Abb. 53: Histogramm des zweiten Kraftmaximums von Knochen mit einer Fraktur

Dementsprechend zeigte das Diagramm der Kraftmaxima, dass das 1. Kraftmaximum **F1** deutlich grösser war als die darauffolgenden **X** (Abb. 54).

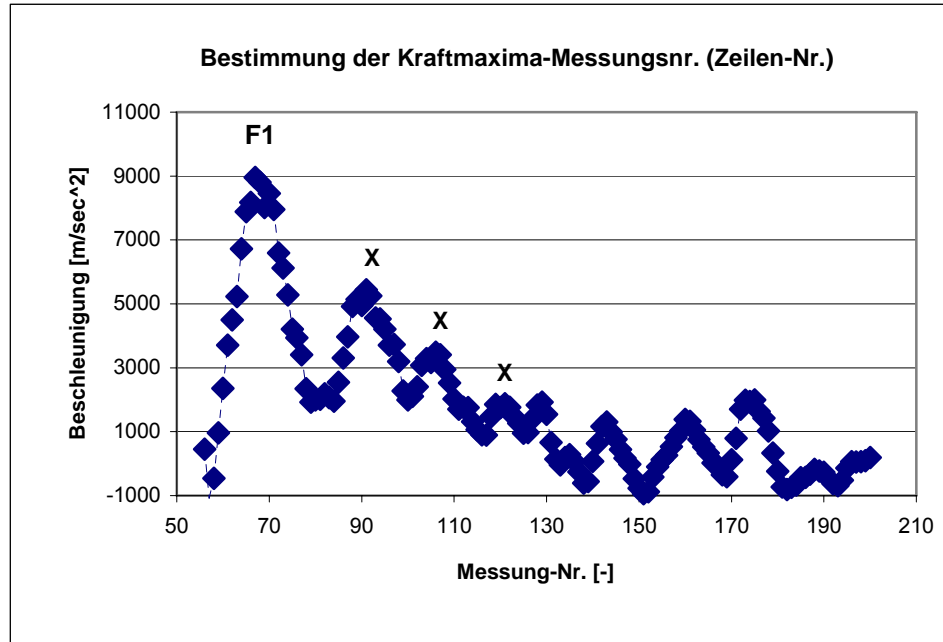


Abb. 54: Diagramm der Kraftmaxima eines Knochens mit Fraktur

Der Zeitabstand vom Aufprall bis zum ersten Kraftmaximum betrug 0.255 ms (Abb. 55), derjenige bis zum zweiten Kraftmaximum 1.143 ms (Abb. 56).

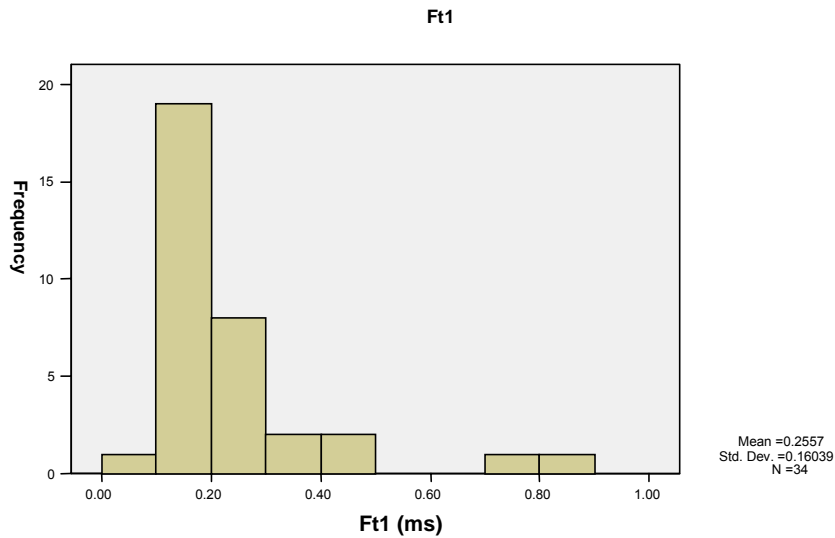


Abb. 55: Histogramm des Zeitabstandes vom Aufprall bis zum ersten Kraftmaximum eines Knochens mit Fraktur

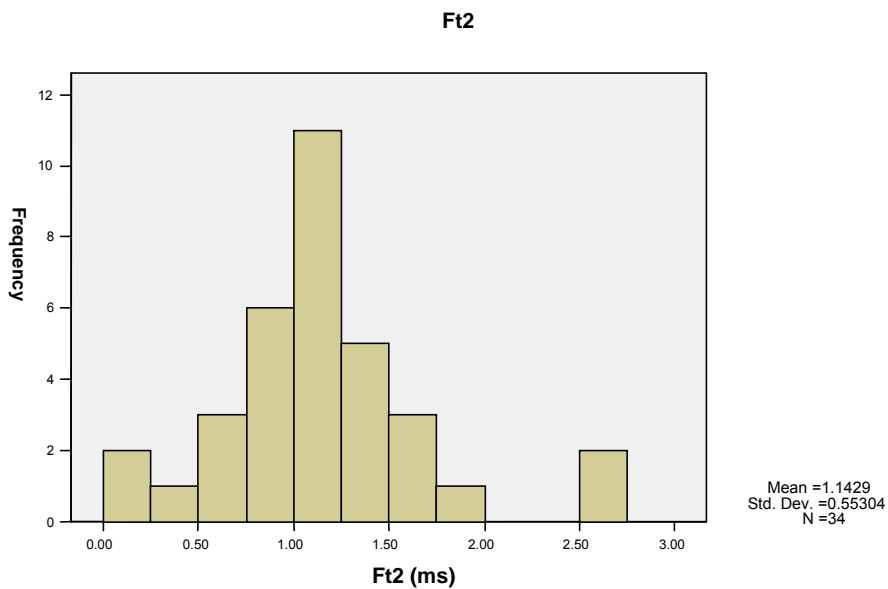


Abb. 56: Histogramm des Zeitabstandes vom Aufprall bis zum zweiten Kraftmaximum eines Knochens mit Fraktur

6. Diskussion

6.1. Einleitung

Die generellen Anforderungen an die zu entwickelnde Prüfeinrichtung sollten sicherstellen, dass klinisch signifikante Brüche erzeugt werden können. Dies sollte durch folgende Versuchsbedingungen erreicht werden:

- realitätsnahe Aufprallgeschwindigkeit
- realitätsnahe Einspannbedingungen der Knochen, unter Berücksichtigung der axialen Vorspannung zur Nachbildung des durch das Körpergewicht belasteten Beines
- realitätsnahe Masse des Impactors, welcher den beschlagenen Huf des ausschlagenden Beins simuliert

Die aus früheren Experimenten resultierenden Bruchbilder weichen stark von der Realität ab. Dies deutet auf unrealistische Verhältnisse bei den angewendeten Simulationen hin. Schille (2002) verwendete in seiner Arbeit über Frakturen beim Pferd ein Pendelwerk bei dem die Aufprallgeschwindigkeit mit $v_0 = 3.1 - 4.8 \text{ m/s}$ vermutlich unterhalb und die Masse des Schlagkörpers mit $m = 40 \text{ kg}$ vermutlich oberhalb des realen Wertbereiches lagen (Schille 2002). Zudem wurden die Knochen axial nicht vorgespannt. Infolge der fehlenden Druckbelastung sind diese Ergebnisse schwierig zu interpretieren und lassen sich nur bedingt auf die Situation bei einer realen Schlagverletzung übertragen. Als weiterer Mangel bei den bisher durchgeführten Untersuchungen ist zu erwähnen, dass diese keine quantifizierten Informationen über physikalische Werte, wie den zeitlichen Verlauf der Kontaktkraft oder die absorbierte Energie liefern. Zudem wurden viele massgebende Knochenparameter nicht ermittelt, was die Verwendbarkeit zur Ableitung von theoretischen Zusammenhängen stark einschränkt.

6.2. Material und Methode

6.2.1. Material

Bei allen Versuchstieren wurde jeweils beide Radii und Tibiae entnommen. Da einige Knochen für Pilotversuche verwendet wurden, erscheinen schliesslich nicht alle Knochen in der Auswertung.

6.2.2. Impactor

Das ausschlagende Pferdebein stellt ein Mehrkörper-System mit vielen gelenkigen Verbindungen dar. Ein entsprechend komplex aufgebauter Fallkörper hätte jedoch zu Schwierigkeiten betreffend Herstellung, Parametereinstellung und Messtechnik geführt. Zudem wäre damit die Auswertung und Verallgemeinerung der Messdaten wesentlich komplizierter ausgefallen. Aus diesem Grund wurde ein bedeutend einfacher aufgebauter Impactor gewählt. Das gewählte Beschleunigungsprinzip bedingte die längliche Grundform des Schlagkörpers mit zwei seitlichen Führungsrillen. Die Zusammensetzung des Fallkörpers aus zwei Komponenten (Hufeisen / Huf) sollte die erste Reflektionsfläche für die Spannungswellen realitätsnah gewährleisten.

Bei der Bestimmung der Gesamtmasse des Impactors wurde beachtet, dass die Verbindung zwischen den Knochen des ausschlagenden Beines elastisch und die Ablaufzeit des Impactvorganges kurz ist. Der Einfluss der Körperteilmassen nimmt mit zunehmender Entfernung vom Hufeisen (Aufschlagstelle) stark ab (Michel, Piskoty et al. 2005). Die mit $m = 2 \text{ kg}$ festgelegte Masse des Fallkörpers entspricht etwa der Gewichtssumme des Hufes mit dem Hufeisen, inkl. Weichteile und Knochen.

Da sich die Geometrie der Schlagspitze des Fallkörpers entscheidend auf die lokalen Spannungen im Kontaktbereich auswirkt, haben wir diese, mit einer halbförmigen Stahl-Stab mit einem Radius von 10 mm, einer Hufeisenkante nachgebildet.

6.2.3. Beschleunigung des Impactors

Das ausschlagende Pferd beschleunigt seinen Huf durch viele Muskeln und rotiert ihn dabei um mehrere Gelenke. Auf den Impactvorgang selber hat nur der Bewegungszustand zur Zeit des Aufpralles einen Einfluss. Folglich ist die exakte Nachbildung des gesamten komplexen Bewegungsablaufes bei der Simulation von Hufschlägen nicht erforderlich.

Nach Evaluation verschiedener Möglichkeiten zur Beschleunigung des Schlagkörpers bis zur gewünschten Maximalgeschwindigkeit von 15 m/s wurde das Fallprinzip ausgewählt.

Beim Impactversuch mit einem Kick Boxer hat man eine durchschnittliche Aufprallgeschwindigkeit von 13,4 m/s gemessen (Paerson 2003).

6.2.4. Messtechnische Instrumentierung

Die kurze Ablaufzeit des Impactvorganges mit einer Dauer von wenigen Millisekunden stellt hohe Anforderungen an das Mess- und Registrierungssystem. Nach Evaluation verschiedener Möglichkeiten wurde die indirekte Messwertbestimmung, basierend auf einer High-Speed Videoaufnahme des Impactvorganges, gewählt. Die Kamera wurde auf die Mitte des Knochens fokussiert, um eine möglichst gute optische Auflösung dieser am meisten interessierenden Region zu gewährleisten. Die gewählte Bildanzahl pro Zeiteinheit stellte einen Kompromiss zwischen der optimalen zeitlichen und der möglichen optischen Auflösung der Bilder dar.

6.2.5. Bestimmung der Beschleunigung / Kraft

Nach erneuter Ableitung der Wegfunktion wurde die Beschleunigung $a(t)$ des Fallkörpers bestimmt. Der zeitliche Verlauf der Kontaktkraft zwischen Fallkörper und Knochen wurde durch die Formel $F(t) = m \times a(t)$ angenähert. Wegen der endlichen Steifigkeit des Impactors wurde die effektive Kontaktkraft zwischen Knochen und Impactor etwas überschätzt. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass die erreichte Genauigkeit der Kraftbestimmung als Anhaltspunkt und Vergleichswert ausreichte (Michel, Piskoty et al. 2005).

Die numerische Ableitung führt zu einem unvermeidbaren störenden Rauschen in der Kurve der Beschleunigung. Dieses Rauschen wurde gefiltert, indem der Durchschnitt einer Strecke über 9 Punkte gebildet wurde. Der Verlauf der Beschleunigungskurve und die dazugehörige Kraftkurve waren nach dieser Filterung deutlicher zu erkennen. Man kann davon ausgehen, dass eine Abweichung von weniger als 20% übrig bleibt (Michel, Piskoty et al. 2005).

Die High-Speed Aufnahmen wurden nicht nur für die Herleitung der erwähnten physikalischen Größen herangezogen, sondern auch optisch ausgewertet. So konnte die Rissentwicklung im aufgenommenen Ausschnitt in Super-Zeitlupe mitverfolgt und in vielen Fällen dadurch der genaue Zeitpunkt des Anfangs des Bruchprozesses bestimmt werden.

Sowohl der Zeitpunkt, bei dem der Knochen mit dem Impactor in Kontakt kam, als auch der Zeitpunkt in dem der Schlagkörper seine Richtung änderte sowie der Zeitpunkt des Abpralls, konnten mit Hilfe der High-Speed Aufnahmen genau bestimmt werden.

6.2.6. Befestigung der Pferdeknochen in der Prüfeinrichtung

Bei den Impactversuchen wurde die Axialkraft einheitlich auf $S = 2400 \text{ N}$ eingestellt. Dies entspricht etwa der normalen axialen der Belastung, welche beim Stehen eines 500 kg schweren Pferdes auf den Knochen übertragen wird.

6.3. Resultate

6.3.1. Knochenschaden

Bei der erstmaligen Betrachtung der Knochenschäden wurden ca. 20 verschiedene Frakturen beschrieben. Erst nach mehrmaliger genauester Betrachtung der Knochen, stellte sich heraus, dass sich die Frakturen auf ein paar wenige Konfigurationen reduzieren liessen. Das waren Keilfrakturen, einfache Frakturen und Trümmerfrakturen. Zu den einfachen Frakturen wurden die Querfrakturen, Schrägfrakturen und Längsfrakturen gezählt. Bei den Keilfrakturen konnte man beobachten, dass sich die Keilbasis immer auf der Gegenseite des Schlagpunktes befand. Dies steht im Widerspruch zu den Betrachtungen von Markel (Markel 1996). Zum Teil war die Keilbasis zusätzlich über eine Querfraktur mit dem Auftreffpunkt des Schlagkörpers verbunden. Die Variation bestand lediglich in den zusätzlichen „Fissurlinien“, wobei fraglich war, ob es sich dabei tatsächlich um Fissuren handelte oder nur um Artefakte.

6.3.2. Frakturentstehung

Um ein Verständnis für die Entstehung einer Fraktur und dessen Konfiguration zu bekommen, ist es wichtig zu wissen, dass der Knochen anisotropisch ist und aus viscoelastischem Material besteht (Carter and Spengler 2002). Das Spannungs-Dehnungsverhalten des Knochens ist von seinem Aufbau, d.h. der Orientierung seiner Mikrostruktur wie den Osteonen mit den Kollagenfaserbündeln, abhängig (Schwarz 1991). Kortikaler Knochen ist gegenüber Spannungszuständen in longitudinaler Richtung (Richtung der Osteone) widerstandsfähiger als in transverser Richtung (Evans and Vincentelli 1969). Der Knochen wird deshalb als anisotropes Material definiert: Als Material mit unterschiedlichen chemischen und physikalischen Eigenschaften, welche von der Ausrichtung der Struktur abhängen.

Die Viscoelastizität des Knochens bedeutet, dass die Eigenschaften des Knochens sich mit der Geschwindigkeit der Belastung ändern. Je höher die Viscoelastizität, desto grösser ist die Stabilität des Knochens (Carter and Spengler 2002). Die Knochen von älteren Pferde verlieren an Viscoelastizität und als Folge davon brechen diese schon bei geringerem Energieaufwand. Eine solche Fraktur ist in der Regel jedoch weniger kompliziert, da der Knochen weniger Energie absorbiert (Reilly and Burstein 1975).

In der vorliegenden Studie konnten wir feststellen, dass bei einer **einfachen Fraktur** eine durchschnittliche kinetische Energie von 57.41 Joule beim Aufprall nötig ist, damit ein Knochen bricht. Bei einer Keilfraktur hingegen beträgt die benötigte kinetische Energie beim Aufprall durchschnittlich 71.23 Joule. Die Erklärung dafür ist folgende: Wenn ein Knochen belastet wird, speichert er Energie. Je schneller er belastet wird desto grösser ist die Energie, die er speichert und umso komplizierter wird die Frakturkonfiguration. Interessanterweise hat man bei Tibiafrakturen an menschlichen Knochen, die durch Schläge mit einem Baseballschläger entstanden sind, ähnliche kinetische Energien (51.5 Joule) gemessen (Levy, Bromberg et al. 1994).

Knochen, die eine **Fissur** erlitten haben, wurden im Durchschnitt mit einer kinetischen Energie von 60,28 Joule getroffen. Hinsichtlich des Faktors Energie, liegt die Fissur zwischen einem Knochen ohne makroskopischen Schaden (55.24 Joule) und einem Knochen mit einer Fraktur (64.72 Joule). Sie liegt erstaunlicherweise aber auch über derjenigen einer einfachen Fraktur (57.41 Joule). Das Resultat widerspiegelt die Problematik, die bei der radiologischen und computertomographischen Beurteilung von Knochen mit Fissuren angetroffen wird. Sowohl in der vorliegenden Studie als auch bei der täglichen praktischen Arbeit ist die Beurteilung von Knochen mit einer Fissur äusserst heikel. Die aufgrund der visuellen Beurteilung vorgenommene Einteilung der Knochen stimmte oft nicht mit der Einteilung überein, die aufgrund der kinetischen Energie oder der Auswertung der Tracking Diagramme vorgenommen wurde.

Mehrere aufeinanderfolgende Mikrofrakturen die zu einer mechanischen Ueberbelastung des Knochens führen, können in der Realität ebenfalls Ursache für eine Fraktur sein. Erst recht wenn diese in einem zeitlichen Abstand entstehen, die dem Knochen keine Möglichkeit lassen, der Ausbreitung dieser Mikrofrakturen/fissuren entgegenzuwirken (Burr 2005). Diese Theorie gilt als mögliche Erklärung für die Häufung von Frakturen in grossen Kälteperioden, während denen die Böden über mehrere Wochen hart und gefroren bleiben. Dabei kommt es möglicherweise zu einer Anhäufung von Mikrofrakturen/fissuren, die im Endeffekt zu einer Fraktur führen (Burr 2005).

Die kinetische Energie bei Frakturen die unter solchen Umständen entstehen, dürfte deutlich unter den Werten liegen, die aus der vorliegenden Studie resultieren. Beim Menschen spricht man in solchen Fällen von Stressfrakturen oder Übermüdungsbrüchen, welche in erster Linie bei Hochleistungssportlern, wie beispielsweise bei Marathonläufern vorkommen (Hazlewood and Castillo 2005). Eine andere sehr interessante Theorie für das Vorkommen von Spontan- und Stressfrakturen wird in der Humanmedizin diskutiert, wobei es in dieser Theorie um den Säure-Basenhaushalt des Organismus geht, der vor allem durch die Ernährung bestimmt wird. Durch falsche Ernährung, psychischen oder physischen Stress kommt es im Körper zu einer Uebersäuerung, was schädliche Auswirkungen auf den Knochenbau hat. Neben den kollagenen Bindegewebszellen, ist Calcium der Hauptbestandteil der Knochen. Kalzium wird durch die Osteoblasten mit Hilfe von Kalzitinin und der alkalischen Phosphatase in den Knochen eingebaut. Das pH-Optimum der alkalischen Phosphatase liegt bei 7 – 8.

In einem übersäuerten Organismus werden alle alkalischen Substanzen zur Pufferung gebraucht. Dies nicht nur im Serum, sondern im Notfall auch durch Ausbau aus den Knochen. Dadurch wird noch mehr Kalzium frei, das als weiterer Puffer für die Azidose dient. Ein hoher Kalziumspiegel im Serum hat reflektorisch die Ausschüttung von Kalzitinin zur Folge. Diese kann aber ohne die alkalische Phosphatase nicht aktiv werden. Das Kalzium wird dann nicht mehr in den Knochen eingebaut, sondern zum Beispiel in die Epithelwände der Blutgefässe (Arteriosklerose), oder durch kalkhaltige Einlagerungen in das Bindegewebe, die Muskeln und die Gelenke (Buengner von 2004). In diesem Rahmen, stellt sich natürlich die Frage, wie weit diese Theorie auf die Pferde übertragen werden kann. Sicher ein interessanter Aspekt, der es verdient sich eingehender mit der Fütterung (Krafftutter, Haylage) und dem dadurch beeinflussten Säure-Basenhaushalt der Pferde auseinander zu setzen.

6.3.3. Der Einfluss der Kraft beim Frakturvorgang

Bei den einfachen Frakturen lag das erste Kraftmaximum bei 13736.4 N. Die Zeit vom Aufprall bis zur Entstehung des ersten Kraftmaximums betrug bei einfachen Frakturen 0.213 ms. Interessanterweise konnte festgestellt werden, dass die Kraft zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximum (8413.88 N) bei den Keilfrakturen ungefähr in der Grösse der einfachen Frakturen (10052.95 N) lag; die Zeit allerdings, die benötigt wurde um dieses erste Kraftmaximum aufzubauen, betrug bei den Keilfrakturen lediglich 0.0623 ms, bei den einfachen Frakturen jedoch 0.213 ms. Diese Auswertung zeigt wiederum, dass vor allem Impuls und Energie für die Knochenschädigung bestimmend sind.

Die Kraftabnahme vom Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums bis zur Entstehung der Fraktur war bei den einfachen Frakturen mit 38.75 % etwas grösser als bei den Keilfrakturen, die eine Abnahme von 33.87 % aufwiesen. Dies ist insofern nicht erstaunlich, als die Zeitdauer vom ersten Kraftmaximum bis zur Entstehung der Fraktur bei den einfachen Frakturen länger war.

6.3.4. Konstanz in der Frakturkonfiguration

Diese Frage kann aufgrund der gemachten Experimente klar positiv beantwortet werden. Die Frakturen lassen sich in zwei Hauptgruppen unterteilen: Die eine Gruppe stellt die einfachen Frakturen dar, die andere Gruppe die Keilfrakturen. Wieso es zu diesen Hauptkonfigurationen kommt, beschreibt die Schubbruchtheorie von Leitz (1970). Jede Fraktur beginnt an der schwächsten Stelle des belastenden Körpers und breitet sich von dort in gesetzmässiger Weise weiter aus oder der Bruchbeginn liegt an der Stelle höchster Zugspannung und breitet sich von dort aus (Sellier 1965). Die Schrägbrüche treten bei nicht völlig spröden Werkstoffen (wie Knochen) auch unter Biegebelastung (Impact) auf, wobei die Bruchfugen mehr oder weniger eindeutig in Richtung der Hauptschubspannungslinien verlaufen, wie sie an einem Modell spannungsoptisch ermittelt wurden. Nach dem Verlauf der Hauptschubspannungslinien können theoretisch nur zwei „reine“ Schubbruchfugen auftreten; es sind dies der s-förmige und der v-förmige Biegungsbruch (Abb. 57).

Die Schrägbruchfuge beginnt oder endet auf verschiedenen Seiten der Querschnittsebene und verläuft durch den Punkt des Kraftansatzes der Kraft P mit einem Neigungswinkel von ca. 45°

„reine“ Biegungsschubbruchbilder, s-förmig und v-förmig

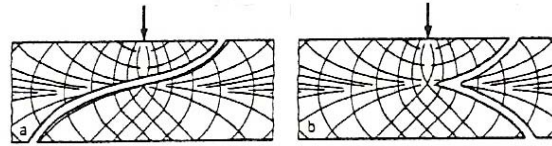


Abb. 57: reine Biegungsschubbruchbilder

Die Aussprengung eines Keils kann mit dem Verlauf der Hauptschubspannungslinien erklärt werden; die Bruchfugen des auf der Biegedruckseite gelegenen Biegungskeils müssten unter einem Neigungswinkel von 45° randwärts beginnen. Der Restbruch des Biegebalkens erfolgt dann oftmals mehr oder weniger quer als Trennbruch (Abb. 58).

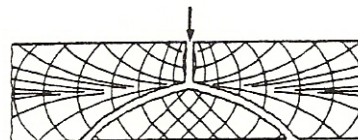


Abb. 58: Aussprengung eines Biegungskeils auf der Biegezugseite

Bei den vorliegenden Impactversuchen beobachteten wir, dass die Keilaussprengung vor allem auf der Biegezugseite auftrat. Dieses Bruchbild wurde von Leitz (1970) nur beschrieben aber nie beobachtet, auch Sellier (1965) und Knese (1965) haben dieses Bruchbild beschrieben.

Dass Sellier (1965) den Beginn der Fraktur kinematographisch auf der Biegezugseite beobachten konnte, stimmt mit der Annahme (von Leitz 1970) überein, dass die Fraktur dort beginne, wo die Normalspannungen zusätzlich zu den Schubspannungen im Sinne der Zusammenhangstrennung wirksam sind, also auf der Biegezugseite (Sellier 1965).

Die Tibia wies signifikant mehr Keilfrakturen auf und der Radius vermehrt einfache Frakturen. Es ist davon auszugehen, dass die Anatomie des Knochens dabei eine wesentliche Rolle spielt (Currey 1970). Die Tibia weist in der Mitte der Diaphyse regelmässig einen grösseren Umfang auf als der Radius. Wie wir bereits wissen, benötigt es für eine Keilfraktur ca. 20 Joule mehr Energie als für eine einfache Fraktur. Neben der Form ist auch die Dicke des Knochens eine wichtige Komponente. Sie ist die Grundgrösse, welche die Belastbarkeit auf einen bestimmten Bereich festlegt. Allein auf Grund seiner Dicke kann daher von vornherein mit einer bestimmten minimalen Belastbarkeit des Knochens gerechnet werden (Asang, Posch et al. 1972). Aufgrund der Materialeigenschaften des Knochens wissen wir; dass der Bruch umso komplizierter wird, je mehr Energie der Knochen absorbiert (Reilly and Burstein 1975; Currey 1970).

6.3.5. Der Einfluss der Kraft und der kinetischen Energie zum Zeitpunkt des ersten Kräftemaximums

Wir beobachten die gleiche Tendenz bei der kinetischen Energie zum Zeitpunkt des ersten Kräftemaximums wie bei der Aufprallenergie. Das heisst, die durchschnittliche kinetische Energie bei Knochen ohne Schaden lag bei 33,72 Joule, bei Knochen mit einer Fissur bei 39,38 Joule, bei Knochen mit einer einfachen Fraktur bei 37,78 Joule und bei Knochen mit einer Keilfraktur bei 48,08 Joule. Auch hier lagen die Werte für die Fissuren zwischen der einfachen und denen Keilfrakturen und nicht wie von uns erwartet zwischen denen der Knochen ohne offensichtlichen Schaden und denen der einfachen Frakturen. Auch diese Werte lassen keine eindeutige Einteilung der Fissuren zu. Unsere Beobachtungen ergaben, dass die Fraktur im Bereich des ersten Kraftmaximums entsteht, das heisst kurz vorher oder kurz nachher. Gemäss der Arbeit von Sellier (1965) muss die Fraktur immer nach dem ersten Kraftmaximum entstehen. Er erwähnt, dass die Maximalkraft in der ersten Phase des Aufpralls höher ist als die beim Bruch einwirkende Kraft. Wir vermuten, dass zum Zeitpunkt der höchsten Krafteinwirkung, der Knochen auf der mikroskopischen Ebene bereits geschädigt wird. Das heisst, es entstehen bereits erste Zellschädigungen und kleine Fissuren entlang der Osteone.

Die bei der Fraktur einwirkende Kraft beträgt ca. 30 % der in der ersten Phase wirksam werdenden Maximalkraft (Sellier 1965). In unserem Versuch beträgt die beim Bruch einwirkende Kraft 37 % der in der ersten Phase wirksam werdenden Maximalkraft, was die Aussagen von Sellier (1965) bestätigt. Wir nehmen an, dass die Fraktur erst dann makroskopisch sichtbar wird wenn die Kraft schon um 30 % abgenommen hat. Man kann also davon ausgehen, dass die erarbeitete und hier vorgestellte Bestimmung des Zeitpunktes der Frakturentstehung im realen Bereich liegt. Wahrscheinlich handelt es sich bei den Knochen, bei denen die Frakturentstehung vor dem ersten Kraftmaximum ermittelt wurde um Fehlinterpretationen.

Wie bereits erwähnt, wurde der Zeitpunkt der Frakturentstehung aufgrund der visuellen Auswertung bestimmt. Da die Aufnahmen nur eine Seite und nur einen bestimmten Ausschnitt des Knochens zeigten, sind sie aufgrund dieser Optik etwas ungenau. Entstand die Fraktur auf der Gegenseite, proximal oder distal davon, erschien die Frakturlinie erst ca 1-2 Bilder später auf dem Video. Es ist aber auch möglich, dass die Fraktur aufgrund der gewählten Pixelzahl der Aufnahme erst 2 - 3 Bilder später sichtbar wurde. Unsere Arbeit ergab, dass es vom Aufprall bis zur Frakturentstehung 0.65 ms dauerte.

Die Auswertung zeigte, dass eine Aufprallgeschwindigkeit von 7,96 m/s und eine Kraft von 13'736.39 N sowie ein Impuls von 15,93 N/s erforderlich war, um eine Fraktur zu induzieren. Beim Impactversuch von Kramer und Mitarbeiter (1996) mit der Tibia von Menschen, war eine Kraft von 4300 N und eine Aufprallgeschwindigkeit von 6,5 m/s erforderlich, damit es zu einer Fraktur kam (Kramer, Burow et al. 1996).

Zwischen dem Kraftmaximum und dem Alter der Pferde wurde eine signifikante Korrelation etabliert. Je älter die Pferde sind desto geringer ist das für eine Fraktur erforderliche Kraftmaximum. Currey (1979) stellte fest, dass die kinetische Energieabsorption vom Femurknochen zwischen dem Alter von 3 und 90 Jahren um ein Dreifaches abnimmt. Die Abnahme der Energieabsorption der älteren Knochen steht in direktem Zusammenhang mit der Zunahme der Mineralisierung. Die erhöhte Mineralisation reduziert die plastische Deformation (Viskoelastizität) und vereinfacht die Rissausbreitung im Knochen (Currey 1979). Meier (2005) hat in ihrer Arbeit festgestellt, dass bei Pferden die Dichte des Knochens ab dem Alter von 15 Jahren deutlich abnimmt (Meier 2005). Aus diesem Grund nimmt auch die Elastizität des Knochens ab (Schwarz 1991). Die Verzögerung beim Aufprall wird dadurch kleiner und da die Kraft aus dem Produkt von Beschleunigung und Masse resultiert, wird auch die Kraft kleiner, welche eine Fraktur auslöst.

Alter und Geschlecht hatten in vorliegendem Experiment keinen signifikanten Einfluss auf die Art der Beschädigung des Knochens. Dieses Resultat ist jedoch nur bedingt aussagekräftig, da je Altersgruppen eine grössere Zahl von Knochen hätten untersucht werden müssen, um ein statistisch relevantes Resultat zu bekommen.

6.3.6. Ausreisser von Knochen mit Fissuren

Der Knochen mit der Nummer 23 wurde aufgrund der computertomographischen Auswertung in die Gruppe der Fissuren eingeteilt, in der Tracking Auswertung wurde jedoch der Diagrammverlauf einer Fraktur beobachtet. Das Pferd war 13-jährig und wurde aufgrund einer Arthrose in den Gelenken euthanasiert. Es ist anzunehmen, dass es sich hier um eine Interpretationsfrage der computertomographischen Auswertung handelt. Allerdings ist bekannt, dass der intraossäre Druck der angrenzenden Knochen bei einer Arthrose erhöht ist, was sich auch auf die physikalischen Parameter dieser Knochen auswirken kann (Stolk and Firth 1988).

Die Knochen mit den Nummern 49 und 43 zeigen beide den Diagrammverlauf eines Knochens ohne Schaden. Die computertomographische Auswertung zeigt jedoch den Verlauf einer Fissur auf. Es fiel auf, dass der Knochen 43 in den statischen Versuchen von Michel (2005) eine sehr hohe Biegesteifigkeit aufwies (Michel, Piskoty et al. 2005). Es könnte sein, dass dieser Knochen aufgrund der hohen Biegesteifigkeit ein grösseres erstes Kräfte maximum zeigte und so den Verlauf eines schadenfreien Knochens vortäuschte aber trotzdem eine Fissur aufwies (bei Knochen mit Fissuren ist das zweite Kräfte maximum grösser als das erste). Um festzustellen, welche der beiden Auswertungen die Tatsächliche ist, wäre eine zusätzliche histologische Untersuchung notwendig gewesen. Die Pferde waren im Alter von 15 und 16 Jahren alt und wiesen normale Dichtemessungen auf (Meier, Fürst et al. 2006).

Die Knochen mit den Nummern 67 und 83 wurden im Impactbericht als Knochen ohne Schaden beschrieben und dementsprechend zeigt auch der Diagrammverlauf die Kurve eines Knochens ohne Schaden. In der Computertomographie wurde jedoch eine Frakturlinie beobachtet. Ob es sich hier eventuell um einen Mikroriss handelt, wäre nur mit einer Anfärbung in einem histologischen Schnitt zu beurteilen (Nalla, Kruzic et al. 2005).

6.3.7. Ausreisser von Knochen mit Frakturen

Der Knochen mit der Nummer 67 zeigte den Diagrammverlauf einer Fissur. Interessanterweise war bei diesem Knochen die Fraktur sehr spät entstanden, 1.47ms nach dem Aufprall. Es handelt sich hier um eine Schrägfraktur, die proximo-lateral entstanden ist. Es wäre möglich, dass hier der Beginn der Fraktur nicht im fokussierten Bereich erfolgte, da es sich um eine Schrägfraktur handelt.

Die Knochen mit den Nummern 48 und 72 zeigen den Diagrammverlauf von schadenfreien Knochen. Das heisst, diese beiden Knochen weisen im Diagramm ein zweites deutliches Kräfte maximum auf. Es ist wahrscheinlich, dass dieses Ergebnis etwas mit der starken Dislokation der Knochenfragmente zu tun hatte. Bei der Betrachtung der Aufnahme konnte man beobachten, dass kurz nach der Entstehung der Fraktur ein Fragment gegen den Impactor zurückschlug.

Es wäre möglich, dass das Zurückschlagen des Fragmentes das zweite Kräfte maximum verursachte und so fälschlicherweise den Diagrammverlauf eines Knochens ohne Schaden aufzeigte.

Der Knochen mit der Nummer 44 zeigt im Kraftmaximumdiagramm eine Extraspitze, die keinem Diagramm zuzuordnen war. In diesem Versuch wurde die Pixelzahl bei der High-Speed Aufnahme geändert, was vermutlich auch den Diagrammverlauf veränderte.

7. Literaturverzeichnis

Andrew S. Levy, J. B., David Jasper (1994). "Tibia Fractures Produced from the Impact of a Baseball Bat." J Orthop Traum **8**(2): 154-158.

Asang, E., P. Posch, et al. (1972). Experimentelle Untersuchungen über die Bruchfestigkeit des menschlichen Schienbeins. Archives of Orthopedic and Trauma Surgery, Springer Berlin / Heidelberg. **93**: 336 - 344.

Auer, J. (1996). Fractures of the radius, in Nixon (ed): Equine Fracture Repair, Philadelphia, Saunders Company, W.B, 222-230.

Buengner von, P. (2004). Osteoporose. Physik und Traumzeit Eigenverlag: 240 - 254.

Burr, D. (2005). Biological responses to microdamage. First international conference on mechanics of biomaterials & tissues, Waikoloa, Hawaii, USA, Rob. O. Ritchie: 033.

Carter D. R. and Spengler D. M. (2002). Biomechanics of fracture. in Sumner-Smith (ed): Bone in clinical orthopedics, Stuttgart, AO Publishing: 261 - 286

Currey, J. D. (1970). "The mechanical properties of bone." Clin. Orthop. Relat. Res. **73**: 210 - 231.

Currey, J. D. (1979). "Changes in the impact energy absorption of bone with age." J biomech **12**: 459 - 469.

Currey, J. D. (2003). "How well are Bones Designed to resist Fracture?" J Bone Min Res **18**(4): 591-598.

David Leffers, M. D., Robert W. Chandler (1985). "Tibial Fractures Associated with Civilian Gunshot Injuries." J Traum **25**(11): 1059 - 1064.

Derungs, S. (2002). Schlagverletzungen beim Pferd, Dissertation. Pferdeklinik der Universität Zürich, Abteilung Pferdechirurgie. Zürich.

Derungs, S., A. E. Fürst, et al. (2002). "Fissure fractures of the radius and tibia in 23 horses: A retrospective study." Equine Vet Educ **13**(6): 313-8.

Derungs, S. B., A. E. Fürst, et al. (2004). "Frequency, consequences and clinical outcome of kick injuries in horses: 256 cases (1992-2000)." Wien Tierärztl Mschr **91**(5): 114-119.

Evans, G. P. and R. Vincentelli (1969). "Relation of collagen fiber orientation to some mechanical properties of human cortical bone." J Biomech **2**: 63 - 71.

Exadaktylos A. K., S. E., P. Inden, H. Zimmermann (2002). "Hoof kick injuries in unmounted equestrians. Improving accident analysis and prevention by introducing an accident and emergency based relational database." Emerg Med J **19**: 573-575.

Hazlewood, S. J. and A. B. Castillo (2005). Simulated effects of marathon training on bone remodeling and microdamage accumulation. First International Conference on mechanics of biomaterials & tissues, Waikoloa, Hawaii, USA, Rob O. Ritchie:038.

Jackson, M. (2004). Splint bone fractures in the horse: a retrospective study
Anatomie der Griffelbeine und ihrer Umgebung unter besonderer Berücksichtigung der Faszien, Dissertation. Pferdeklinik Zürich, Vetsuisse - Fakultät der Universität Zürich.

Jackson, M., H. Geyer, et al. (2005). "Anatomie der Griffelbeine und ihrer Umgebung unter besonderer Berücksichtigung der Faszien." Schweiz Archiv Tierheilk **147**(11): 473-481.

Jäggin, S., A. Fürst, et al. (2005). "Schlagverletzungen von Tierärzten während der Untersuchung und Behandlung von Pferden: Eine retrospektive Studie in der Schweiz." Schweiz Archiv Tierheilk **147**(7): 290-295.

Knese K.H., Hahne O.H., et al. (1954). "Festigkeitsuntersuchungen an menschlichen Extremitätenknochen." Gegenbaurs Morphologisches Jahrbuch **96**: 141 - 209.

Kramer, M., K. Burow, et al. (1996). Fracture Mechanisms of Lower Legs Under Impact Load. Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerances of the Extremities. S. H. Backaitis. **887**: 81 - 100.

Leffers David, M. D. and R. D. Chandler (1985). "Tibial Fractures Associated with Civilian Gunshot Injuries." Journal Trauma **25**(11): 1059 - 1064.

Leitz, G. (1970). Ursachen des Bruchverhaltens langer Röhrenknochen, Klink und Unfallkrankenhaus Dr. Baumann in Stuttgart: 68.

Levy, A. S., J. Bromberg, et al. (1994). "Tibia Fractures Produced from the Impact of a Baseball Bat." J Orthop Trauma **8**(2): 154-158.

Markel, M. D. (1996). Fracture Biomechanics. In: Nixon A (ed): Equine Fracture Repair. Philadelphia, Saunders Company W.B: 10-18.

Meier, D. (2005). Beurteilung von Dichte- und Strukturparameter der Diaphyse und Metaphyse von Radius und Tibia anhand der computertomographischen Untersuchungen mit dem XtremeCT von Scanco Medical AG, Dissertation. Vetsuisse - Fakultät der Universität Zürich.

Michel, S. A., G. Piskoty, et al. (2005). Biomechanical properties of equine radii and tibiae. First International Conference on mechanics of biomaterials & tissues, Waikoloa, Hawaii, USA, Rob O. Ritchie: 083.

Nalla, R. K., J. J. Kruzic, et al. (2005). Toughening mechanisms in mineralized tissues: Crack bridging or microcracking? First International Conference on mechanics of biomaterials & tissues, Waikoloa, Hawaii, Rob O. Ritchie: 019.

Paerson, P. (1997). Kinematics and kinetics of Taekwon-Do Turning Kick. School of Physical Education, Thesis, University of Otago, Dunedin, New Zealand: 93.

- Reilly, D. T. and A. H. Burstein (1975). "The elastic and ultimate properties of compact bone tissue." J Biomech **8**(6): 393-405
- Richardson, D. W. (1994). Classification and Mechanics of Equine Fractures. AO Equine course, Advances in AO Techniques, Davos, AO Publishing.
- Sellier, K. (1965). "Zur Mechanik des Knochenbruchs." Dtsch Zeitschr gerichtl Med **56**: 341 - 348.
- Schille, A. U. (2002). Knochenverletzungen beim Pferd durch Schlagverletzungen - Klärung der Aetiopathogenese im Röntgenbild, Dissertation. Berlin, Freie Universität Berlin: 85.
- Schwarz, P. D. (1991). "Biomechanics of fractures and fracture fixation." Vet Med Surg **6**(1): 3-15.
- Shazly, M., R. Kayacan, et al. (2005). Failure of Equine compact bone under impact loading. International Conference on Fracture Turin, Italy.
- Stolk, P. W. and E. C. Firth (1988). "Intra-osseous pressure of the equine third metatarsal bone." Cornell Vet **78**(2): 191-206.
- Watkins, J. P. (1996). Fractures of the Tibia. In: Nixon A (Ed): Equine Fracture Repair. Saunders Company, W.B. **1**: 273 - 283.
- Yang, J. (2002). Review of Injury Biomechanics in Car-Pedestrian Collisions, Crash Safety Division, Machine and Vehicle Systems, Chalmers University of Technology, SE 41296 Göteborg, Sweden: 1-19.
- Zaal, M. D. and H. A. Hazewinkel (1996). "Classificatie 202 Tibiafractures in dogs and cats." Tijdschrift voor Diergeneeskunde **121**(8): 218 -223.

8. Lebenslauf

Name	Sabina Valérie Jäggin
Adresse	Waldhof, 8932 Mettmenstetten
Geburtsdatum	9.10.1966
Heimatort	Hölstein (BL)

Schulbildung

1974 – 1983	Primar- und Sekundarschule in Mettmenstetten
1983 – 1986	Handelsschule Kantonsschule Zug

Ausbildung

1990 – 1993	Kantonale Maturitätsschule für Erwachsene in Zürich
1994 – 2000	Studium der Veterinärmedizin Universität Zürich
2000	Staatsexamen an der Universität Zürich
2003 - 2005	Ausbildung zur Pferdeosteopathin am deutschen Institut für Pferdeosteopathie in Neubulach (Deutschland)
2007	Erstellung der Dissertation über die Kraft und Auswirkungen von Hufschlagverletzungen unter der Leitung von Dr. A. Fürst, Pferdeklinik der Vetsuisse-Fakultät, Universität Zürich

• Berufstätigkeiten

1986 – 1987	Au Pair in Pennsylvania, USA
1987 – 1988	Sekretärin, Helvetia Unfall, Zürich
1988	Stage, Helvetia Accidents, Paris
1989 – 1990	Flight Attendant, Balair, Zürich – Kloten
1994 – 1998	Seasonal Flight Attendant, Swissair, Zürich – Kloten
2000 – 2002	Assistentin an der Pferdeklinik der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Zürich

2003 – 2004	Assistentin an der Ambulatorischen Klinik der Departementes Nutztiere der Vetsuisse-Fakultät, Universität Zürich
2004 – 2005	Assistentin in der Pferdepraxis Dr. Michael Schmid, Uesslingen
2006	Selbständig: Tierarztpraxis für Pferde und Praxis für Pferdeosteopathie in Mettmenstetten

9. Danksagung

Prof. Dr. med. Vet. J.A. Auer, für die Uebernahme des Referates und die sorgfältige und speditive Korrektur der Arbeiten.

Herrn A. Fürst, der mit einer bewundernswerten Hartnäckigkeit an die Durchführung dieses Projektes geglaubt hat und der mir stets mit seiner fachlichen Kompetenz zur Seite stand. Ein herzliches Dankeschön an dieser Stelle auch für die Ausbildung, die ich an der chirurgischen Pferdeklunik geniessen konnte.

Ein besonderen Dank richte ich an Gabor Piskoty und Silvain Michel von der EMPA, für ihre tatkräftige Unterstützung beim Aufbau und der Durchführung der Versuchsreihe sowie bei der Auswertung der Daten. Ohne die EMPA wäre es nicht möglich gewesen dieses Projekt durchzuführen, herzlichen Dank!

Prof. Dr. med. Vet. H. Geyer, für die Uebernahme des Korreferates, sowie für die genaue und rasche Korrektur der Arbeiten.

Der grosszügigen Unbekannten, die uns die finanzielle Unterstützung für dieses Projekt geboten hat.

Daniela Meier und Urs Müller übermittle ich ein herzliches Dankeschön für die Unterstützung bei der Präparation der Knochen und der Durchführung der Versuche.

Bruno Gerzner danke ich für das geduldige Sammeln und Lagern der Knochen.

Meinen Eltern die mir dieses Studium ermöglicht haben und die mir viele Dinge im täglichen Leben abgenommen haben, so dass trotz allem auch noch Zeit für meine Pferde geblieben ist, möchte ich an dieser Stelle herzlich danken.

Meinem Partner und Freund Paul-Daniel gehört ein spezieller Dank. Er hat sich die Mühe genommen, meine Arbeiten durchzusehen. Danke für die Geduld, das Verständnis und die Liebe die Du mir in dieser Zeit entgegengebracht hast.